

Université de Montréal

11487460
V.021

Influence d'une accentuation de la lordose
thoraco-lombaire et d'un étirement statique
sur la raideur articulaire à la cheville.

par
Francine Pilon

Faculté des études supérieures
Faculté de médecine
Sciences biomédicales
Option réadaptation

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de maîtrise
en sciences biomédicales

Avril 2003

© Francine Pilon, 2003



W
4
J58
2004
V.021

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Influence d'une accentuation de la lordose
thoraco-lombaire et d'un étirement statique
sur la raideur articulaire à la cheville

présenté par :
Francine Pilon

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Denis Gravel, Ph.D.

président-rapporteur

Bertrand A. Arsenault, Ph.D.

directeur de recherche

Louis Tremblay, Ph.D.

codirecteur de recherche

Sylvie Nadeau, Ph.D.

membre du jury

RÉSUMÉ

La raideur articulaire est un phénomène à potentiel évolutif présente chez la majorité des patients qui souffrent de douleurs musculo-squelettiques mais la physiopathologie de celui-ci demeure incertaine. Au cours des dernières années, plusieurs hypothèses ont été avancées pour expliquer ce phénomène, dont la présence d'une chaîne musculaire postérieure, liant le tronc aux articulations distales des membres. Cependant il n'existe aucune information scientifique permettant de supporter cette hypothèse. Dans un premier temps, cette étude visait à identifier l'influence d'une accentuation de la lordose thoraco-lombaire et d'un étirement statique sur la raideur articulaire à la cheville et dans un deuxième temps, l'étude visait l'identification de variables cliniques susceptibles d'être associées à la raideur articulaire.

Des données ont été recueillies chez 20 sujets masculins en bonne santé et âgés de 18 à 42 ans. Lors de l'évaluation, les sujets étaient assis, les membres inférieurs allongés. Le pied droit était fixé à la botte d'un dynamomètre électrique de marque Biodex qui enregistrerait le moment de force et l'angle de la cheville lors de la mobilisation passive de la cheville de $+30^\circ$ de flexion plantaire (FP) à -10° de flexion dorsale (FD) à une vitesse de $5^\circ/\text{s}$. Le pied gauche reposait sur un support équipé d'une cellule de force permettant d'enregistrer les changements de force au niveau du membre inférieur gauche. Des mesures électromyographiques (EMG) de huit muscles étaient également prélevées. La raideur de la cheville était comparée pour deux positions de lordose thoraco-lombaire, une position de lordose normale (LN) et une position de lordose accentuée (LA), ceci avant et après un étirement statique de 90 secondes réalisé à 0° de FD. Des mesures cliniques ont complété les mesures expérimentales de raideur de la cheville.

La raideur articulaire à la cheville a été définie comme étant le moment de force enregistrée à -5° de FD et la rigidité calculée à -5° de FD. Pour les mesures de raideur articulaire et de force de poussée controlatérale, des ANOVA à deux voies pour mesures répétées sur les facteurs lordose et temps d'étirement ont été appliquées pour voir l'effet global de ces facteurs. En présence d'interaction, les conditions de lordose et de temps

d'étirement ont été comparées isolément par des tests de t pour échantillons appariés et corrigés pour les comparaisons multiples. Les associations entre les variables cliniques et les paramètres de raideur ont été examinés à l'aide de corrélations de Pearson. Le seuil de signification statistique a été fixé à 0,05 pour les ANOVA et les tests de corrélations. Pour les tests de t, le seuil était de 0,0125 (0,05/4).

Les résultats montrent une interaction significative entre les facteurs lordose et étirement pour le moment ($F=11,05$; $p=0,003$), la rigidité ($F=9,134$; $p=0,007$) et la force de poussée controlatérale ($F=5,518$; $p=0,029$). Une accentuation de la lordose thoraco-lombaire provoque une augmentation du moment ($t=-3,838$; $p<0,001$) et de la rigidité ($t = -3,281$; $p = 0,004$) ainsi qu'une augmentation de la force de poussée ($t=-5,310$; $p<0,001$). Par contre, l'étirement statique n'a aucun effet significatif sur la raideur articulaire à la cheville indépendamment de la position de lordose thoraco-lombaire ($F < 0,448$; $p > 0,05$ et $t < 2,446$; $p > 0,01$). Du côté controlatéral, la différence de la force de poussée observée entre les deux positions de lordose est significative ($t = -7,321$; $p < 0,001$) alors que l'étirement n'a pas d'influence significative malgré qu'une diminution moyenne de 24 N soit observée en position LN.

Les analyses corrélatives révèlent que la masse corporelle et la circonférence des segments (tronc, cuisse et mollet) sont positivement associées à la raideur articulaire à la cheville ($0,42 < r < 0,70$). Il existe également une association négative entre l'âge et le moment en position LN ($r = -0,52$). Le test de Thomas est négativement relié à la raideur en position LA ($-0,61 < r < -0,63$).

Les présents résultats suggèrent la présence d'un lien entre la région thoraco-lombaire et la cheville qui se manifeste par une augmentation de la raideur de la cheville lors du maintien d'une lordose accentuée. Les résultats indiquent également que l'étirement statique n'a pas d'effet immédiat sur la raideur articulaire. Enfin, les résultats expriment une association positive entre le poids des individus et la raideur à la cheville en position de lordose normale et accentuée et une association négative entre la souplesse en extension de la hanche et la raideur à la cheville en position de lordose accentuée.

Mots clés : raideur articulaire, cheville, lordose, chaîne musculaire.

SUMMARY

Joint stiffness is a phenomenon that potentially develops in a majority of patients suffering from musculo-skeletal pain, but the patho-physiology remains uncertain. Over the past few years several hypothesis have been advanced to explain this phenomenon, one of which being the presence of a posterior muscular chain, linking the trunk to the distal joints of the extremities. However, no scientific information exists supporting this hypothesis. The first purpose of this study was to identify the influence of an increase of the thoraco-lumbar lordosis on the stiffness of the ankle joint as well as the effect of an ankle static stretch for two positions of thoraco-lumbar lordosis. Secondly, this study aimed at identifying clinical variables that could be correlated to joint stiffness.

Data was collected from 20 male subjects in good health between the ages of 18 and 42. During the evaluation, the subjects were seated in the long-sitting position. The right foot was strapped to the boot of a Biodex electric dynamometer which recorded the torque during a passive mobilization of the ankle from $+30^\circ$ of plantar flexion (PF) to -10° of dorsiflexion (DF) at a rate of $5^\circ/\text{sec}$. The left foot rested on a support equipped with a plate which recorded forces generated by the left lower extremity. Electromyographic (EMG) measurements for eight muscles were also recorded during all phases of this study. Two depths of the thoraco-lumbar lordosis were compared: a normal lordotic position (NL) and a position of accentuated lordosis (AL) before and after the subjects underwent a 90 seconds static stretch at 0° DF. Clinical measurements completed the experimental measurements of ankle joint stiffness.

Ankle joint stiffness was defined as the passive resistance to stretch recorded at -5° of DF and the passive elastic stiffness calculated at -5° of DF. From these measurements of joint stiffness and contra lateral pushing force, a two-way, repeated measures ANOVA on two factors, the lordosis and the stretch, was applied to evaluate the global effect of these two factors. When interaction occurred, the lordosis and the duration of the stretch were isolated and compared separately by paired t-tests and corrected for multiple comparisons. The association between the clinical variables and stiffness parameters were evaluated

using the Pearson correlation tests. The ANOVA and correlation tests' significance level was set at 0,05 and that of the t-tests set at 0,0125 (0,05/4).

The results indicate a significant interaction between the factors of lordosis and stretch for the passive resistance to stretch ($F=11,05$; $p=0.003$), passive elastic stiffness ($F=9,134$; $p=0,007$) and contra lateral pushing force ($F=5,518$; $p=0,029$). An accentuation of the thoraco-lumbar lordosis caused an increase of resistance to stretch ($t=-3,838$; $p<0,001$) and elastic stiffness ($t=-3,281$; $p<0,001$) at -5° DF, as well as an increase in the contra lateral force ($t=5,310$; $p<0,001$). On the other hand, the static stretch had no significant effect on ankle joint stiffness regardless of the position of the thoraco-lumbar lordosis ($F<0,448$; $p>0,05$ and $t<2,446$; $p>0,01$). In the contra lateral side, the amount of force exercised post stretch by the left lower limb, increased significantly in the AL condition ($t= -7,321$; $p<0,001$) and decreased in the NL condition. However, the reduced force of 24 N observed in NL, post-stretch proved to be insignificant ($t=2,703$; $p>0,01$).

The analyses of simple correlations revealed, that the body mass, and the segmental circumferences (trunk, thigh and calf) are positively associated with the stiffness of the ankle joint ($0,42 < r < 0,70$). A negative association also exists between age and the passive resistance to stretch in NL ($r= -0,52$). The Thomas test is also negatively associated with ankle joint stiffness in AL ($-0,61 < r < -0,63$).

These results suggest the presence of a link between the thoraco-lumbar area and the ankle which is shown by an increase in stiffness of the ankle during the maintenance of an accentuated lordosis. The results further indicate that a static stretch has no immediate effect on joint stiffness. Finally, the results revealed a positive association between the weight of the individuals and ankle stiffness in both lordotic positions as well as a negative association between hip extension flexibility and ankle stiffness in an accentuated lordosis.

Keywords: joint stiffness, ankle, lordosis, muscular chain.

TABLE DES MATIÈRES

Identification du jury	ii
Résumé	iii
Summary	v
Table des matières	vii
Liste des figures	ix
Liste des tableaux	x
Dédicace	xi
Remerciements.....	xii
 CHAPITRE 1 : PROBLÉMATIQUE.....	 1
1.1 Introduction	1
1.2 Objectifs de l'étude	4
1.3 Hypothèses	6
1.4 Pertinence de l'étude	7
 CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS	 9
2.1 Concept de raideur musculaire	10
2.1.1 Méthodes de mesure de la raideur passive	13
2.1.2 Facteurs anthropométriques et environnementaux pouvant influencer la raideur articulaire	14
2.2 Complexe articulaire de la cheville	20
2.3 Effet immédiat de l'étirement sur la raideur articulaire à la cheville	23
2.4 Mesures cliniques de la mobilité articulaire	25
2.5 Concept de chaîne musculaire	28
2.5.1 Définition et description des chaînes musculaires	28
2.5.2 Les approches posturales	30
 CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE	 32
3.1 Sélection et caractéristique de l'échantillon	32
3.2 Instrumentation.....	33
3.2.1 Système d'acquisition des paramètres biomécaniques	33
3.2.2 Système d'acquisition de l'activité électromyographique.....	35
3.2.3 Contrôle de la lordose thoraco-lombaire et de la flexion de hanche ...	36
3.3 Protocole expérimental	37
3.3.1 Mesures anthropométriques et évaluation de la raideur articulaire	38
3.3.2 Mesures expérimentales	39
3.4 Traitement et analyse statistique des données	41
3.4.1 Traitement des données	41
3.4.2 Analyse statistique	42

CHAPITRE 4 : RÉSULTATS	45
4.1 Influence de la lordose thoraco-lombaire et de l'étirement sur la raideur articulaire à la cheville.....	46
4.1.1 Les courbes moment-angle.....	46
4.1.2 Les moments de force.....	50
4.1.3 La rigidité articulaire.....	51
4.1.4 Corrélation entre les valeurs de moment et de rigidité.....	52
4.2 Évaluation de la réaction controlatérale.....	53
4.3 Évaluation des variables associées à la raideur articulaire.....	54
 CHAPITRE 5 : DISCUSSION	 57
5.1 La raideur passive à la cheville.....	57
5.2 Influence de la lordose thoraco-lombaire.....	60
5.3 Influence de l'étirement statique.....	62
5.4 Comportement de la force controlatérale.....	64
5.5 Variables associées à la raideur articulaire.....	66
5.5.1 Les tests de souplesse.....	67
5.5.2 Les facteurs anthropométriques.....	68
5.6 Limites de l'étude.....	71
 CHAPITRE 6 : CONCLUSION ET IMPLICATIONS CLINIQUES	 74
RÉFÉRENCES	75
 ANNEXES	
ANNEXE A : Certificat d'éthique.....	xiii
ANNEXE B : Formulaire de consentement.....	xv

LISTE DES FIGURES

Figure 1	Réponse typique et non linéaire du muscle lors d'une manœuvre d'étirement.....	11
Figure 2	Moments articulaires à la cheville mesurés et prédits en fonction de la position du genou	18
Figure 3	Moments articulaires au genou mesurés et prédits en fonction de la position de la hanche	19
Figure 4	Moments articulaires à la hanche mesurés et prédits en fonction de la position du genou	19
Figure 5	Moyenne et écart-type de la courbe moment-angle en flexion dorsale de la cheville	22
Figure 6	Position du sujet et fixation du tronc et des membres inférieurs lors du protocole expérimental	34
Figure 7	Fixation du pied droit dans la botte du Biodex.....	34
Figure 8	Position du sphymomanomètre pour accentuer la lordose lombaire.....	34
Figure 9	Protocole expérimental	44
Figure 10	Courbes moyennes comparant l'effet de la lordose.....	48
Figure 11	Courbes moyennes comparant l'effet de l'étirement.....	49
Figure 12	Histogrammes des moments.....	50
Figure 13	Histogrammes de la rigidité.....	51
Figure 14	Régression linéaire entre les moments et la rigidité	52
Figure 15	Histogrammes de la force de poussée du membre inférieur gauche	53

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I	Moyennes et écart-types rapportés pour différents paramètres de raideur articulaire en flexion dorsale à la cheville	22
Tableau II	Valeurs anthropométriques et mesures cliniques de la raideur Articulaire	55
Tableau III	Coefficients de corrélation de Pearson entre les paramètres de raideur à la cheville en pré étirement et les mesures cliniques	56

A mes parents,

sans le soutien desquels je n'aurais pas accompli ce travail.

REMERCIEMENTS

Au terme de ce travail, je tiens à témoigner ma grande reconnaissance à ceux et celles qui ont contribué à la réalisation de ce projet et plus particulièrement :

Messieurs Bertrand Arsenault et Louis Tremblay qui m'ont guidé et fait confiance en acceptant de diriger ce mémoire.

Messieurs Denis Gravel pour sa disponibilité, son enseignement ainsi que ses conseils et commentaires concernant la rédaction de ce mémoire.

Madame Sylvie Nadeau pour ses précieux conseils et ses nombreux encouragements.

Messieurs Michel Goyette et Daniel Marineau pour leur aide technique

Messieurs Yves Lepage et Miguel Chagnon pour leur contribution à l'analyse statistique des données.

Messieurs Jean-Pierre Dumas et Rubens Silva pour leur précieuse assistance lors de la collecte des données.

L'ordre professionnel des physiothérapeutes du Québec pour leur soutien financier et leurs encouragements.

CHAPITRE 1

PROBLÉMATIQUE

1.1 INTRODUCTION

La raideur articulaire est un phénomène à potentiel évolutif présente chez la majorité des patients qui souffrent de douleurs musculo-squelettiques mais la physiopathologie de celui-ci demeure incertaine (Magnusson et al. 1997). Un paradigme suggère que la raideur articulaire augmente le risque de blessures (Wilson et al. 1991) et exacerbe les signes et symptômes associés à des conditions de déséquilibres musculaires entre agonistes et antagonistes (Van Dillen et al. 2003). Les conséquences de cette raideur sont l'augmentation des stress articulaires au niveau des interfaces ostéo-tendineuses et une prédisposition au développement de tendinites et de syndromes de compartiment (Jesel et al. 1999). Considérant ces impacts de la raideur, il est donc important de la réduire par des traitements appropriés lorsqu'elle est excessive.

Un facteur important à considérer dans l'évaluation et le traitement de la raideur articulaire est le fait que certains muscles croisent plusieurs articulations. Si un contrôle n'est pas exercé sur les différentes articulations, l'allongement des muscles à une articulation pourra s'accompagner d'un raccourcissement des mêmes muscles aux articulations voisines. Il sera alors possible de mal interpréter les résultats lors de l'évaluation et de compromettre l'efficacité des traitements. L'influence des muscles bi-articulaires a été bien démontrée par Riener et Edrich (1999) par les modifications de la

raideur d'une articulation lorsque la position des articulations voisines est changée. De plus, il semble que les changements de la raideur à une articulation, causés par les modifications des articulations voisines, ne soient pas seulement une influence de muscles bi-articulaires. Gajdosik et al. (1985) ont en effet démontré qu'une position de dorsiflexion entraînait une diminution de la flexion de la hanche. Il faut en déduire que d'autres structures sont en jeu pour expliquer les interactions entre les articulations. Parmi celles-ci, on peut penser aux fascias qui couvrent de grandes étendues (Gerlach et Lierse 1990) et aux structures conjonctives qui unissent les groupes de muscles bi-articulaires (Busquet 1995). Ces résultats soutiennent l'idée avancée par les cliniciens de l'existence de chaînes musculaires.

Ainsi, Mézières (1978) propose la présence d'une chaîne musculaire postérieure qui relierait la tête au pied. D'un point de vue mécanique, l'interdépendance des structures composant cette chaîne musculaire postérieure rendrait indissociable le tronc et les articulations distales (Mézières 1978). A cet effet, il a été démontré chez une population possédant des muscles ischio-jambiers raccourcis, que la flexion avant du tronc en position debout induisait une diminution des courbes pelvienne et lombaire tout en augmentant la flexion de la colonne thoracique (Gajdosik et al. 1994). On peut en déduire que le raccourcissement d'un muscle bi-articulaires peut avoir un impact au-delà des articulations qu'ils croisent.

En tenant compte de ces résultats, nous pouvons spéculer que si la chaîne musculaire postérieure existe, un raccourcissement transitoire des structures de la chaîne musculaire postérieure au niveau thoraco-lombaire, devrait augmenter la raideur dans

des articulations plus distales comme le genou et la cheville. Plus spécifiquement, une augmentation de la lordose thoraco-lombaire aura pour effet de raccourcir la chaîne postérieure et en conséquence, accroîtra la raideur à la cheville lors de sa mobilisation passive en flexion dorsale.

Il est important de comprendre qu'une augmentation de la lordose aura une influence sur la raideur en flexion dorsale des deux côtés du corps. En effet, la lordose intéresse l'ensemble du tronc et conséquemment, si un lien existe entre la région thoraco-lombaire et les membres inférieurs, les modifications de la lordose sont susceptibles d'affecter la raideur des deux chevilles.

Finalement, il est possible de se questionner sur l'influence de la lordose quand on diminue momentanément la raideur de la cheville. Si la chaîne postérieure existe, un assouplissement d'un des éléments de la chaîne devrait réduire les effets mutuels entre les différents éléments. Ainsi, l'étirement des structures postérieures de la cheville devrait faire disparaître l'effet de la lordose sur la raideur des deux chevilles. Cependant, du fait que l'étirement d'un côté cause probablement plus d'effets sur toutes les structures postérieures de ce côté, nous pouvons postuler que la disparition des effets de la lordose sera plus manifeste sur le côté étiré.

Les cliniciens disposent d'un certain nombre de mesures cliniques de la raideur articulaire. La souplesse globale des structures postérieures peut être évaluée indirectement par deux tests, les tests de flexion avant du tronc en position debout et assise (Cornbleet et Woolsey 1996 ; Kippers et Parker 1987). Un autre test clinique qui

évalue un élément de la chaîne postérieure est le test d'extension active du genou (Gajdosik et Lusin 1983). Ce dernier est un indicateur de la souplesse des ischio-jambiers. Il est aussi possible de mesurer cliniquement l'amplitude de flexion dorsale. Puisque la lordose affecte indirectement la raideur des fléchisseurs de la hanche par l'intermédiaire du muscle iliopsoas et de la bascule du bassin, le test modifié de Thomas (Harvey 1998) sera aussi utilisé afin d'évaluer la souplesse en extension passive de la hanche. Des mesures de la lordose et de la bascule du bassin seront également prises. Comme complément à l'étude de l'effet de la lordose, le présent projet examinera les liens qui existent entre certaines variables anthropométriques et la raideur articulaire à la cheville. Toutes ces mesures de souplesse, de posture et d'anthropométrie seront corrélées avec les mesures de raideur. Ceci permettra d'identifier les variables les plus susceptibles de rendre compte de la raideur articulaire sous les deux conditions de lordose qui seront étudiées dans la présente étude.

1.2 OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

L'objectif général de notre étude est de démontrer le comportement de la raideur articulaire à la cheville lorsque la lordose thoraco-lombaire est modifiée.

Les objectifs spécifiques sont :

1. D'évaluer les changements des paramètres de raideur par suite d'une augmentation de la lordose thoraco-lombaire.

2. De mesurer les modifications de la force de poussée du côté controlatéral lors de l'augmentation de la lordose thoraco-lombaire.
3. D'analyser les effets d'une diminution momentanée de la raideur de cheville sur la raideur de la cheville et sur l'effet de la lordose.
4. De démontrer la présence ou non de liens entre des mesures cliniques (souplesse, posture et anthropométrie) et la raideur à la cheville.

Pour atteindre ces objectifs, des données seront recueillies chez une population masculine d'âge adulte et en bonne santé. Après avoir pris les mesures cliniques de souplesse, de posture et d'anthropométrie, la raideur de la cheville sera évaluée. Les sujets seront assis, les membres inférieurs allongés avec le pied droit fixé à une botte d'un dynamomètre électrique de marque Biodex. Avec cet appareil, le moment de force sera enregistré lors de la mobilisation passive de la cheville de $+30^\circ$ de FP à -10° de FD à une vitesse de $5^\circ/\text{s}$. Les mesures seront prises dans les deux positions de lordose thoraco-lombaire, avant et après un étirement statique de 90 secondes réalisé à la cheville droite à 0° de FD. Le pied gauche reposera sur un support équipé d'une cellule de force afin d'enregistrer les forces de poussée du membre inférieur gauche. Au cours des manœuvres expérimentales, l'angle de flexion à la hanche droite et l'activité électromyographique (EMG) de huit muscles seront prélevées comme mesures contrôles. Les associations entre les variables cliniques et les paramètres de raideur seront examinées à l'aide de corrélations de Pearson.

1.3 HYPOTHÈSES

Dans le cadre de cette étude, les hypothèses posées sont les suivantes :

1. Lors de la mobilisation passive de la cheville droite en flexion dorsale, la raideur telle que mesurée par le moment de force et la rigidité à -5° de flexion dorsale sera plus élevée en position de lordose accentuée qu'en position de lordose normale. Cette hypothèse est basée sur la présomption de l'existence d'une chaîne musculaire postérieure.
2. L'augmentation de la lordose thoraco-lombaire engendrera des changements dans le membre controlatéral qui s'exprimeront par une augmentation significative de la force de poussée. Cette hypothèse repose sur le fait que l'accentuation de la lordose aura des effets sur les deux côtés du corps.
3. Un étirement statique de 90 secondes réalisé à 0° de flexion dorsale diminuera la raideur de la cheville soumis à l'étirement et atténuera les effets de la lordose sur le côté étiré (droit). Sur le côté non-étiré (gauche), la force de poussée ne sera pas modifiée et les effets de l'accentuation de la lordose seront similaires avant et après étirement.
4. Il y aura des corrélations négatives entre les mesures de souplesse de la chaîne postérieure et les paramètres de raideur de la cheville. Plus un sujet sera souple, moins élevée sera sa raideur à la cheville. Ceci découle de l'interaction entre les composantes de la chaîne postérieure, la souplesse d'une composante se

répercutant sur toutes les autres composantes. De même, les indicateurs d'un raccourcissement de la chaîne postérieure, soit la lordose et la bascule antérieure du bassin seront aussi corrélées avec la raideur de la cheville en FD. La lordose et la bascule antérieure du bassin étant probablement des déterminants du raccourcissement des fléchisseurs de la hanche, il est prédit une corrélation entre les résultats au test de Thomas et la raideur de la cheville. Plus spécifiquement, un angle de flexion plus grand à la hanche sera associé à une raideur plus élevée de la cheville. Enfin, les dimensions anthropométriques seront corrélées avec les mesures de raideur comme l'ont démontré certains auteurs (Chleboun et al. 1997).

Dans le cadre de cette étude, il est pris pour acquis que l'échantillon est homogène et ne reflète que très peu de variabilité, c'est-à-dire que les sujets ont un niveau de raideur assez semblable d'une condition expérimentale à l'autre. Il est également pris pour acquis, qu'en position de lordose accentuée, tous les sujets exprimeront leur adaptation de la même façon au niveau de la raideur de la cheville. Si tous les sujets adoptent un comportement similaire, la variabilité entre les sujets sera relativement petite et les résultats pourront conduire à l'acceptation des hypothèses.

1.4 PERTINENCE DE L'ÉTUDE

La raideur articulaire à la cheville est reconnue en tant que facteur significatif à la stabilité posturale, à la locomotion ainsi que la stabilité et la mobilité même de l'articulation. Bien que le degré de raideur articulaire ne soit pas le seul facteur d'un bon

fonctionnement articulaire, il constitue sans aucun doute un facteur important. La notion de déséquilibre musculaire, de concept de chaîne musculaire et les techniques thérapeutiques qui en découlent sont essentiellement de nature empirique. Étant donné le manque d'information scientifique, la quantification de l'influence de l'ensemble des structures postérieures sur la raideur articulaire à la cheville pourrait procurer aux cliniciens une base scientifique justifiant le choix d'une thérapie posturale ou globale comme stratégie d'intervention.

Les études récentes démontrent que les mécanismes à la base des exercices d'étirement musculaire pour améliorer la souplesse articulaire sont complexes et mal compris. L'observation de l'effet immédiat de l'étirement musculaire dans un contexte poly-articulaire devrait contribuer à l'avancement du paradigme de raideur musculaire et constituer un point de départ à partir duquel d'autres projets pourraient émaner.

CHAPITRE 2

RECENSION DES ÉCRITS

Ce chapitre décrit d'abord le concept de raideur passive. La seconde partie introduit le complexe articulaire à la cheville. La troisième partie décrit les études récentes de l'effet de l'étirement statique sur la raideur articulaire à la cheville. La quatrième partie élabore les différentes mesures cliniques de la mobilité articulaire. Enfin, la cinquième partie constitue un bref exposé sur le concept de chaîne musculaire.

La raideur est une propriété mécanique qui détermine avec quelle efficacité les forces externes agissent sur la charpente osseuse (Wilson et al. 1991). On peut distinguer deux types de raideur, la raideur musculaire laquelle décrit les propriétés spécifiquement exhibées par le tissu musculo-tendineux et la raideur articulaire qui tient compte de la contribution de toutes les structures articulaires et péri-articulaires (Johns et Wright 1962 ; Wright 1973). À cause des composantes dynamiques incluses dans les restrictions de la mobilité, la raideur articulaire devient une fonction non seulement des facteurs passifs (viscoélasticité) associés à chaque structure mais également une fonction du niveau d'influence d'activité neurale agissant sur chacun des muscles (Guissard et al. 2001). À cause de la complexité des mécanismes qui entre en jeu lors de la mobilisation d'une articulation, cette étude portera uniquement sur la raideur passive ou l'extensibilité passive des structures.

2.1 LE CONCEPT DE RAIDEUR PASSIVE

D'un point de vue strictement mécanique, la raideur peut être définie en terme d'élasticité, de viscosité, de friction, d'inertie et de plasticité (Johns et Wright 1962). Selon des études réalisées au niveau des doigts et du genou, la raideur élastique constituerait la composante principale, soit plus de la moitié de la raideur observée (Johns et Wright 1962 ; Wright 1973). Cette raideur élastique ou extensibilité passive d'un muscle peut être définie comme étant la capacité du muscle squelettique de s'allonger en l'absence d'activation musculaire (Gajdosik 2001).

Lorsqu'un muscle isolé est étiré, la raideur élastique ou la tension passive qui se développe proviendrait des éléments non contractiles en série et en parallèle avec les éléments contractiles composant le muscle. Les éléments spécifiques non contractiles inclus le tendon ainsi que les fascias et les aponévroses (Wright 1973), les attachements au niveau des ponts de liaison d'actine et de myosine (Campbell et Lakie 1998), des protéines non contractiles retrouvées à l'intérieur des myofibrilles (Anderson et al. 2002 ; Boriek et al. 2001) et l'enveloppe conjonctive du muscle tel que l'épimysium, le périmysium et l'endomysium (Rowe 1981 ; Williams et Goldspink 1984).

La contribution potentielle à la raideur musculaire de plusieurs composantes sub-cellulaires localisées à l'intérieur de la fibre musculaire suggère que cette caractéristique peut être influencée par la quantité ou la masse du tissu musculaire. Cette hypothèse est supportée par des études qui ont démontré que la compliance au coude était négativement associée au volume des fléchisseurs du coude (Chleboun et al. 1997) et que

la rigidité passive des ischio-jambiers et du triceps sural augmentait avec le degré de force musculaire (Gajdosik et al. 1999a ; Klinge et al. 1997).

Bien qu'il soit probable qu'une partie de la raideur provienne des composantes sub-cellulaires lorsqu'un muscle est passivement étiré, la grande quantité de tissu conjonctif, et en particulier le périmysium, est considéré le tissu qui offre la plus grande résistance à l'étirement (Purslow 1989 ; Rowe 1981 ; Williams et Goldspink 1984). Lors d'un étirement passif, le périmysium subirait des déformations mécaniques et un réalignement de ses fibres, expliquant ainsi l'augmentation exponentielle de la raideur ainsi que la forme curvilinéaire de la courbe tension-angle (fig. 1).

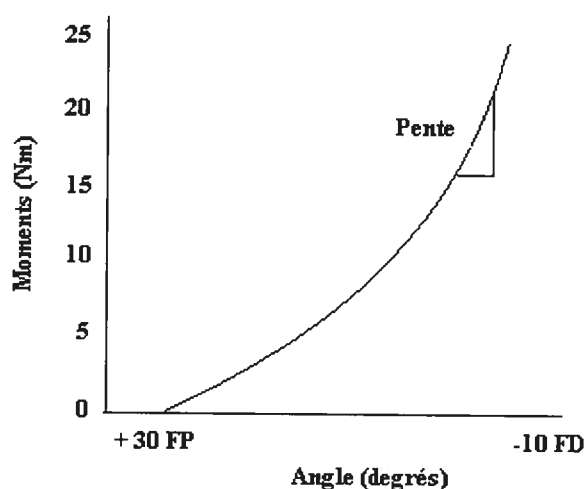


Figure 1 : Réponse viscoélastique typique et non linéaire du muscle lors d'une manœuvre d'étirement, utilisant le dynamomètre électrique comme outil de mesure. Le calcul de la pente à n'importe quel endroit de la courbe correspond à la rigidité (Magnusson, 1998)

L'étirement statique prolongé d'un muscle isolé induit des changements aigus dans la relation tension-longueur. En conséquence, moins de tension passive est enregistrée à une longueur donnée (Taylor et al. 1990). Ces résultats supportent la notion que la longueur musculaire maximale contribue à une amplitude articulaire maximale. Cependant, des études récentes suggèrent que l'amplitude articulaire maximale n'est peut être pas un bon indicateur de la raideur articulaire parce qu'elle peut être influencée par une variable psychologique, la tolérance à la douleur d'étirement (Halbertsma et Goeken 1994 ; Magnusson et al. 1998). En conséquence, la mesure de la résistance passive à l'étirement à un angle donné et la rigidité articulaire correspondant à la relation physiologique entre le moment de résistance et l'amplitude articulaire constituent aujourd'hui deux paramètres de choix pour exprimer l'état de raideur musculaire et articulaire (fig. 1).

Enfin, lorsqu'un étirement statique est maintenu dans le temps, un effet de stress-relaxation est observé. Cet effet correspondrait à la diminution de la résistance offerte par les tissus mous (Magnusson et al. 1996 ; McHugh et al. 1992). En plus de démontrer un effet de stress-relaxation, le muscle squelettique montre un effet de fluage ou un effet d'élongation lorsqu'une force constante lui est appliquée (Taylor et al. 1990). Cette dernière caractéristique permet, entre autre, d'expliquer l'augmentation immédiate et transitoire d'un gain d'amplitude articulaire post étirement (Magnusson 1998).

2.1.1 Méthodes de mesure de la raideur passive

Les mesures de la raideur articulaire passive sont réalisées pour évaluer la capacité du muscle squelettique et de son tendon à s'allonger en l'absence d'activation musculaire (Gajdosik 2001). Ces mesures peuvent être statique, dynamique passive ou dynamique active. Par conséquent, les résultats obtenus seront largement dépendants de la méthode utilisée pour mesurer ces changements et de la définition opérationnelle de la raideur articulaire.

La raideur statique peut se définir comme étant l'amplitude articulaire disponible à une articulation ou une série d'articulations (Gleim et McHugh 1997). Bien que ce type de mesure ne contrôle habituellement pas la force appliquée sur le segment mobilisé, les cliniciens et un bon nombre d'études utilisent l'amplitude articulaire maximale pour représenter une mesure de l'extensibilité passive du muscle (Gajdosik 2001). La raideur statique peut être mesurée à l'aide de tests et d'instruments variés. Les tests classiques utilisés en clinique comme en recherche sont les tests de distance doigt-sol (Kippers et Parker 1987) et son analogue sans gravité, le test de flexion avant du tronc en position assise (Cornbleet et Woolsey 1996). Ces deux tests procurent une indication globale de l'extensibilité du tronc et de la flexion de hanche mais ils peuvent être influencés par des facteurs anthropométriques (Broer et Galles 1958). Des mesures goniométriques d'amplitude articulaire procurent des données en regard à une seule articulation (Gajdosik et Bohannon 1987).

La raideur dynamique fait référence à la facilité avec laquelle un mouvement est réalisé à l'intérieur de l'amplitude articulaire permise (Gleim et McHugh 1997). Cette

mesure de la raideur correspond à la rigidité. Aujourd'hui, l'outil de mesure le plus souvent utilisé pour rendre compte de la raideur statique et dynamique passive est le dynamomètre électrique. Selon une étude, ce système de mesure constitue un indice fiable de la résistance à la cheville et de la raideur élastique avec des valeurs corrélées de jour en jour s'échelonnant entre 0,767 à 0,792 avec le genou en extension (Chesworth et Vandervoort 1988).

La capacité de déformer transitoirement un muscle contracté correspond au terme de raideur dynamique active (Cornwell et al. 2002). Cette technique d'évaluation est normalement utilisée pour évaluer des conditions de raideur neurologique tel que la spasticité. La rigidité active est mesurée, entre autres, à l'aide d'une technique d'oscillation atténuée lorsqu'une charge instantanée est appliquée à un muscle préalablement contracté. Les résultats de force enregistrés sont ensuite tracés sur un graphique en fonction du temps.

2.1.2 Les facteurs anthropométriques et environnementaux impliqués dans la raideur articulaire

L'âge et le sexe sont depuis longtemps considérés des facteurs susceptibles d'influencer la raideur articulaire. Entre autre, la raideur articulaire serait plus importante chez les hommes que chez les femmes et cette différence serait attribuable à la différence hormonale existant entre les deux sexes (Maffulli et al. 1994). En particulier, la quantité d'estrogène plus élevée chez la femme permettrait une plus

grande rétention d'eau, un plus haut pourcentage de tissus adipeux et une masse musculaire plus faible que chez l'homme (Riemann et al. 2001).

Avec l'âge, on observe une augmentation des fibres de collagène et une diminution des fibres d'élastine dans le tendon pour les deux sexes (Tuite et al. 1997). Étant donné que les fibres de collagène sont moins souples que les fibres d'élastine (Wright 1973), il est envisageable que l'augmentation de la raideur musculaire, observée en vieillissant, soit attribuable à une diminution de la compliance du tendon et des autres tissus conjonctifs entourant l'articulation, y incluant ceux qui entourent les muscles. Si l'on considère plus spécifiquement la cheville, il a été démontré pour une population d'hommes et de femmes, âgés entre 55-85 ans, que le moment passif à la cheville augmentait avec l'âge pour les deux populations, mais l'augmentation s'avère plus importante chez les hommes (Vandervoort et al. 1992).

Cependant, en ce qui concerne l'augmentation de la raideur avec l'âge, il est possible que cette variable soit fonction de l'amplitude articulaire. A un angle fonctionnel, comme par exemple -10° de FD, aucune différence significative n'a été observé au niveau du moment passif ou de la rigidité passive pour une population de femmes en santé, âgée de 21 à 80 ans (Chesworth et Vandervoort 1989). Par contre, pour les deux sexes, lorsque l'étirement passif est réalisé à l'amplitude maximale permise, deux études rapportent une augmentation significative de la résistance à l'étirement avec l'âge (Gajdosik et al. 1999b ; Vandervoort et al. 1992).

En ce qui concerne la masse corporelle des individus, certains cliniciens affirment que l'embonpoint constituerait un stress additionnel pour l'ensemble de

l'organisme et par conséquent pourrait avoir un impact sur la raideur articulaire (Jesel et al. 1999). Toutefois, aucune étude n'a été recensée associant cette variable à l'état de raideur musculaire des muscles squelettiques.

Pour des raisons purement mécaniques, la masse musculaire peut également limiter le mouvement lorsqu'elle est trop hypertrophiée. En ce qui concerne le coude, Chleboun et al. (1997) ont observé que la masse musculaire des fléchisseurs du coude permettait d'expliquer 84% de la variance de la raideur au coude. Étant donné que les études attribuent aux composantes contractiles et non contractiles une part de responsabilité dans le développement de la résistance passive à l'étirement, nous pouvons spéculer qu'une augmentation de la masse musculaire implique une plus grande quantité de fibres musculaire et de tissu conjonctif en série et en parallèle, ayant comme conséquence potentielle l'augmentation de la résistance du muscle à l'étirement. La mesure du volume musculaire peut être réalisée à l'aide d'un appareil à ultrason (Chleboun et al. 1997) et l'imagerie par résonance magnétique (Narici 1999). Il peut également être estimé par une méthode indirecte en mesurant la circonférence du segment dans sa partie la plus charnue (Narici 1999).

La température joue également un rôle sur la raideur musculaire. Lorsque la température de la peau atteint 18° Celsius, le muscle devient moins souple alors que l'inverse se produit quand la température est au-delà de 33° Celsius (Johns et Wright 1962). On peut en conclure qu'il faut contrôler la température lors de mesures expérimentales de la raideur. Par contre, des fluctuations de un ou deux degrés de la température de la

pièce (20 à 23° Celsius) ne devraient avoir aucun effet notable sur la raideur actuelle des sujets.

La raideur articulaire passive est également fonction de la vitesse d'étirement. Selon Lamontagne et al. (1997) l'augmentation de la vitesse contribue à l'augmentation de la résistance passive du muscle à l'étirement et cette augmentation sera d'autant plus marquée que si les sujets sont plus raides initialement. Cependant, à une vitesse moyenne, l'augmentation de résistance observée en début de manœuvre n'est que transitoire et s'estompe complètement en moins de deux minutes (McNair et al. 2002). Ces résultats peuvent s'expliquer par la caractéristique thixotrope du muscle (Campbell et Lakie, 1999). Mais ils pourraient également suggérer une capacité immédiate d'ajustement suite à un changement de paramètre (i.e. vitesse de mobilisation, étirement statique) et une capacité du système musculaire de rétablir son équilibre en revenant à des valeurs d'origine en moins de deux minutes.

Dans un contexte poly-articulaire, la position d'évaluation constitue un facteur important à considérer lors de la mesure de la raideur articulaire à la cheville. Entre autre, des études ont déjà démontré qu'une plus grande amplitude en flexion dorsale contribuait à limiter la flexion de la hanche (Boland et Adams 2000 ; Gajdosik et al. 1985). L'effet du positionnement du genou et de la hanche sur la résistance passive à l'étirement en flexion dorsale a été étudié par Riener et Edrich (1999). Ces derniers ont étudié en détail les moments passifs enregistrés à une articulation en fonction de la position de l'articulation adjacente. L'élément intéressant de cette étude est qu'elle permet d'identifier des angles critiques à la hanche, au genou et à la cheville. À la cheville, on

observe qu'à 10° de FP le moment passif augmente de façon marqué lorsque le genou est en extension complète en comparaison à une flexion du genou à 60° (fig. 2). A 0° de FD, le moment passif double et à -10° de FD, il triple.

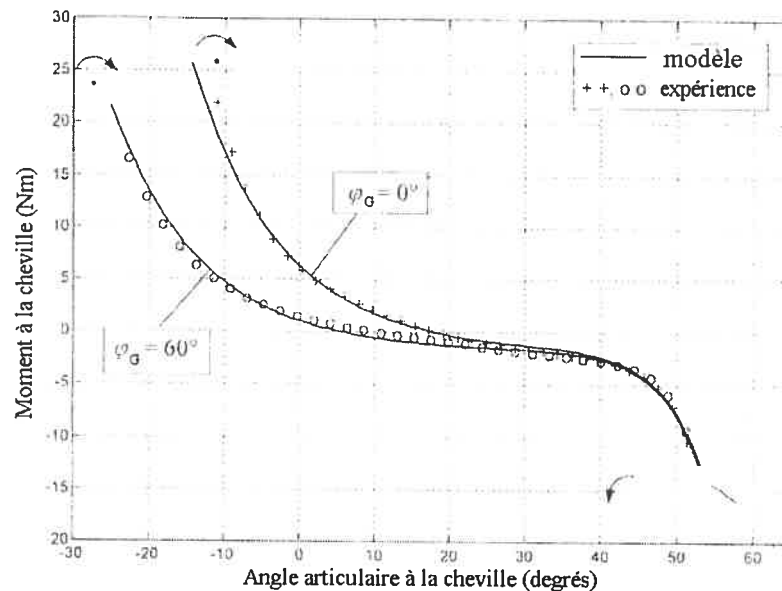


Figure 2 : Moments articulaires à la cheville mesurés et prédits en fonction de l'angle à la cheville pour différentes positions au genou. Les courbes indiquent le résultat moyen expérimental à $\varphi_G=0^\circ$ (+++) et $\varphi_G=60^\circ$ (ooo) ainsi que la courbe modélisée (ligne continue). Riener et Edrich (1999).

Au-delà de 45° de flexion de hanche, l'extension complète du genou devient problématique et le moment passif au genou augmente de façon significative (fig. 3). Enfin, lorsque le genou est en extension, le moment passif à la hanche augmente considérablement par rapport aux valeurs observées à 60° de flexion (fig. 4).

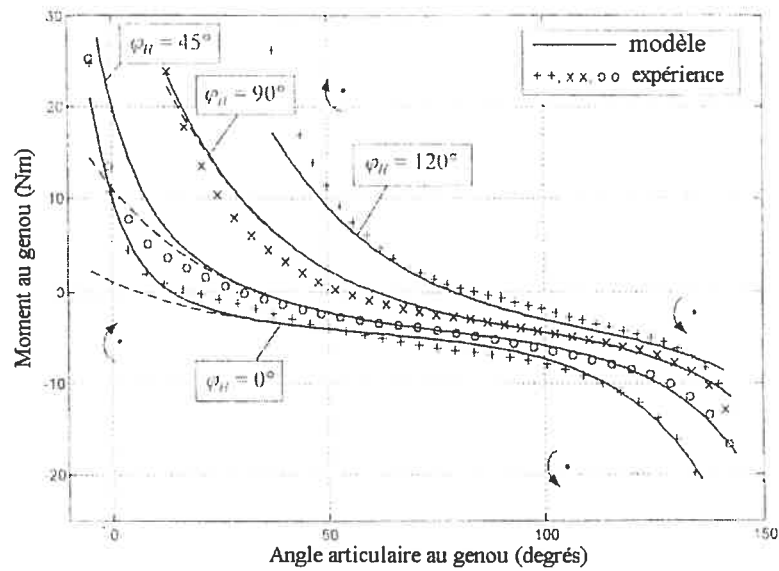


Figure 3 : Moments articulaires à la hanche mesurés et prédits en fonction de l'angle à la hanche à différentes positions du genou. Les courbes indiquent le résultat moyen expérimental à $\phi_H=0^\circ$ (+++), $\phi_H=45^\circ$ (ooo), $\phi_H=90^\circ$ (xxx) et $\phi_H=120^\circ$ (+++), ainsi que la courbe modélisée (ligne continue). Angle à la cheville était de 0° . Riener et Edrich (1999).

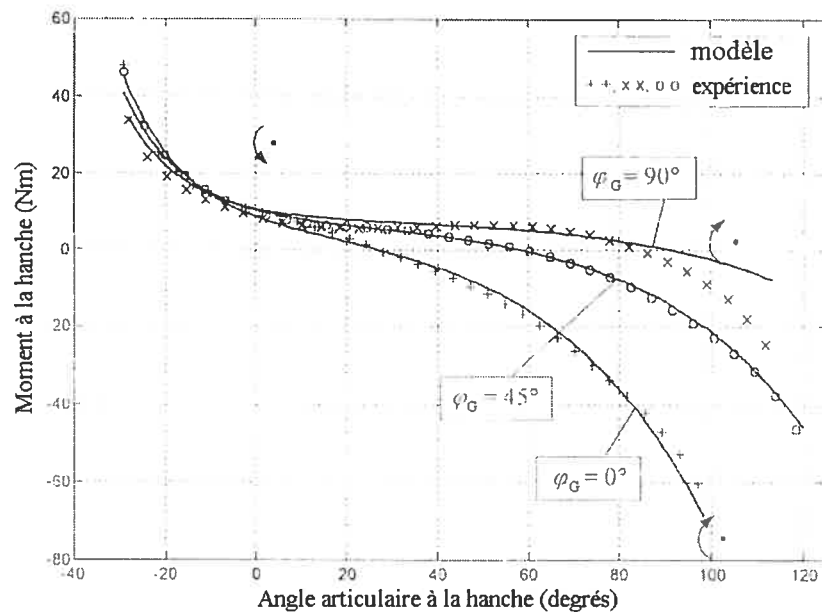


Figure 4 : Moments articulaires à la hanche mesurés et prédits en fonction de l'angle à la hanche à différentes positions du genou. Les courbes indiquent le résultat moyen expérimental à $\phi_G=0^\circ$ (+++), $\phi_G=45^\circ$ (ooo) et $\phi_G=90^\circ$ (xxx) ainsi que la courbe modélisée (ligne continue). Riener et Edrich (1999).

Compte tenu de ces résultats, il est logique de penser qu'en flexion de hanche au-delà de 45° , la position assise avec les jambes allongées correspondra à une position de mise en tension de la musculature postérieure. En tenant compte de ces études, il est possible d'imaginer que si la chaîne musculaire postérieure existe, un lien pourrait être observable entre la région thoraco-lombaire et la cheville.

2.2 COMPLEXE ARTICULAIRE À LA CHEVILLE

Le terme complexe articulaire de la cheville fait référence aux structures osseuses du tibia et de la fibula en distal ainsi que des tarse, talus et calcaneum. Par conséquent, il existe deux articulations, la tibio-talaire et la talo-calcaneenne (Siegler et al. 1994). Malgré la présence de deux articulations, il a été démontré que le déplacement en flexion dorsale était guidé exclusivement par la forme des structures articulaires et les ligaments calcaneofibulaire et tibio-calcaneen, lesquels réalisent un mouvement de rotation autour de leur origine et insertion, sans s'étirer ni se relâcher (Leardini et al. 1999). De ce fait, les auteurs concluent que l'articulation se comporte comme possédant un seul degré de liberté.

Les mouvements de flexion plantaire et de flexion dorsale sont réalisés autour d'un axe qui passe par l'apex des deux malléoles et la position de référence est celle où la plante du pied est perpendiculaire à l'axe longitudinal de la jambe (Siegler et al. 1994). Lorsque l'on fait appel à un dynamomètre électrique, la prise de mesures est réalisée à

l'aide d'une plaque rotative sur lequel repose le pied. Par conséquent, le moment appliqué pour mobiliser la cheville en flexion dorsale se fait au niveau des métatarses. Les articulations transverses du tarse composées des articulations talo-calcaneo-naviculaire et calcaneo-cuboïdienne ainsi que les articulations tarso-métatarsiennes contribueront à la supination et pronation dans l'axe longitudinale ainsi qu'à la flexion dorsale et flexion plantaire dans l'axe oblique (Kapandji 1991). Les mouvements des articulations sub-talaire et transverse du tarse sont donc inter-reliés entre eux mais également avec ceux du complexe articulaire de la cheville et peuvent donner de la souplesse ou de la rigidité au mouvement.

Lors de l'évaluation, l'une ou l'autre des deux chevilles peut être utilisée puisque les différents paramètres de raideur articulaire en flexion dorsale (FD) et en flexion plantaire (FP) sont symétriques entre les chevilles gauche et droite et les jambes dominante et non dominante (Moseley et al. 2001 ; Siegler et al. 1994). Le tableau 1 exprime les valeurs obtenues en flexion dorsale pour une population d'âge adulte hommes et femmes et la figure 5 illustre la courbe de relation moment-angle en flexion dorsale, le sujet étant en position assise, flexion de hanche inférieure à 45° et le genou en extension.

Le mouvement de flexion dorsale rapproche le dos du pied de la jambe. L'amplitude maximale ainsi que la raideur articulaire sont variables suivant la position du genou (Riener et Edrich 1999). Dans une amplitude fonctionnelle, la flexion dorsale peut être limitée par les muscles antagonistes notamment le gastrocnémien lorsque le genou est tendu (Riener et Edrich 1999). Au-delà de 20° de flexion dorsale, la capsule

articulaire, les ligaments latéraux ainsi que la butée osseuse entre la surface supérieure du col du talus et la marge antérieure du tibia peuvent être une source de limitation (Kapandji 1991).

Tableau 1 : Valeurs rapportées pour différents paramètres de raideur articulaire en FD de la cheville. Moyennes \pm 1 écart-type ; la résistance passive a été enregistrée à -10° FD et la rigidité calculée à 0 ou -10° FD.

Études	Age	Rigidité (Nm/°) 0°	Rigidité (Nm/°) -10°	Résistance passive en FD (Nm)
Mosley et al. 2001 (300 sujets)	15-34	$0,40 \pm 0,15$	$0,67 \pm 0,28$	$12,02 \pm 3,66$
Cheswoort et Vandervoot, 1989 (15 sujets)	21-40	$0,31 \pm 0,05$	$0,69 \pm 0,16$	$6,49 \pm 1,33$

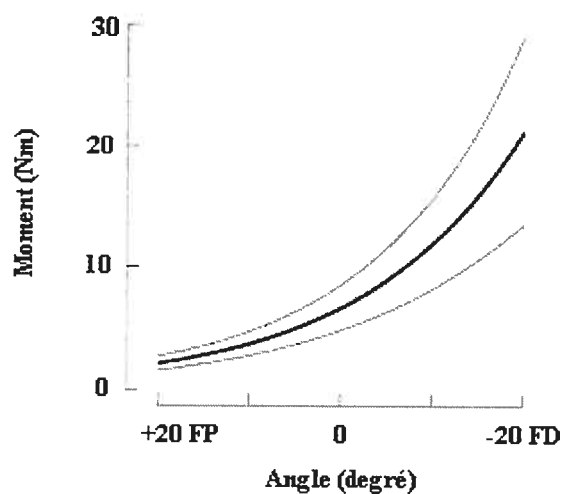


Figure 5 : Moyenne et écart-type de la courbe moment-angle sur 194 sujets, Moseley et al. (2001).

2.3 EFFET IMMÉDIAT DE L'ÉTIREMENT SUR LA RAIDEUR ARTICULAIRE À LA CHEVILLE

Plusieurs travaux ont étudié l'effet de l'étirement sur la raideur articulaire. Cependant seulement cinq études ont été recensées faisant état de l'effet immédiat d'un étirement statique sur la raideur articulaire passive à la cheville et toutes ont utilisé le dynamomètre électrique comme outil de mesure (Bressel et McNair 2002 ; Kirsch et al. 1995 ; Kubo et al. 2001 ; McNair et al. 2001 ; Muir et al. 1999). Des cinq études retenues, le temps d'étirement s'étalait entre 30 secondes et 30 minutes. L'amplitude articulaire variait entre l'amplitude articulaire maximale pour chacun des sujets à une amplitude commune de -10° de FD pour l'ensemble de l'échantillon. Le nombre d'étirement variait de un à quatre étirements. Trois études rapportent des gains alors que deux études ne rapportent aucun gain significatif post étirement.

Bressel et McNair (2002) ont étudié l'effet immédiat de l'étirement statique chez une population adulte ayant subi un ACV. Les sujets ont été soumis à un étirement de trente minutes réalisé à 80% de l'amplitude maximale en flexion dorsale. Les résultats montrent une diminution de 35% de la raideur articulaire post étirement.

L'étude de Kubo et al. (2001) visait l'observation du comportement viscoélastique du muscle triceps sural droit chez une population d'homme adulte. Ils ont utilisé un étirement statique de dix minutes à -35° de FD. L'étude réalisée avec le genou en extension, rapporte une diminution significative de la rigidité post étirement passant de $22,9 \pm 5,6$ N/mm à $20,6 \pm 4,6$ N/mm. Dans le cadre de cette étude, une diminution significative de l'hystérésis a également été observée. La combinaison de ces résultats a

amené les auteurs à conclure que l'étirement statique contribuait à une diminution de la viscosité des structures tendineuses et à une augmentation de l'élasticité.

McNair et al (2001) ont étudié l'effet d'un étirement de 60 secondes sur la réponse viscoélastique lorsque la cheville était mobilisée à 80% de l'amplitude maximale en flexion dorsale. Les sujets d'âge adulte ont été soumis à un mouvement dynamique continue de 60 seconde, un étirement statique de 60 secondes, deux étirements statiques de 30 secondes, et quatre étirements statiques de 15 secondes. Les résultats montrent que la diminution de résistance est la plus importante dans les premières 20 secondes et que le mouvement continu d'une durée de 60 secondes contribue à une diminution de 16% de la rigidité. Cette étude rapporte que l'étirement continu en dynamique est plus efficace que l'étirement statique pour diminuer la rigidité et en contre partie, l'étirement statique serait plus efficace pour diminuer le moment passif maximal.

Muir et al (1999) ont étudié l'effet de quatre étirements statiques de 30 secondes sur le moment passif en flexion dorsale chez une population masculine d'âge adulte. Dans le cadre de cette étude, la cheville était mobilisée dans une amplitude commune à tous les sujets, soit de +10° de FP à -10° de FD à une vitesse de 6°/s. A -10° de FD, la résistance enregistrée était de 11,39 Nm \pm 3,31 Nm alors que post étirement elle était de 11,59 Nm \pm 4,27 Nm. Les résultats de cette étude ne supportent pas l'hypothèse que l'étirement statique contribue à réduire la résistance des tissus mous à la cheville.

Kirsch et al. (1995) ont étudié l'effet d'un étirement statique de 60 secondes à l'amplitude articulaire active maximale en flexion dorsale, chez une population saine

d'âge adulte. Les résultats montrent une diminution de 7% de la résistance passive maximale post étirement avec un retour aux valeurs de base en moins de cinq minutes.

La variabilité de ces résultats peut se justifier uniquement en fonction du protocole utilisé. Dans l'ensemble ces études démontrent que le temps d'étirement et l'amplitude à laquelle est réalisé l'étirement constituent des facteurs méthodologiques importants à considérer.

2.4 MESURES CLINIQUES DE LA MOBILITÉ ARTICULAIRE

Aucun test ne permet d'évaluer directement le comportement global d'un ensemble de muscles. Les tests de souplesse globale, tel que le test de flexion avant du tronc en position assise et le test distance doigt- sol, discutés précédemment, ne procurent qu'une mesure indirecte de la raideur articulaire à la hanche et au niveau vertébral.

Le «*gold standard*» pour l'évaluation du degré de lordose lombaire et de la position du bassin est la radiographie (Gajdosik et Bohannon 1987). Quelques tests cliniques ont été développés pour estimer ces deux mesures. Malgré le manque de recherche sur la validité et la fiabilité de ces mesures, ils sont utilisés régulièrement en clinique et en recherche parce qu'ils sont peu coûteux et relativement faciles à administrer. La lordose lombaire peut être évaluée à l'aide d'une règle flexible selon la méthode décrit par (Youdas et al. 1995) alors que l'antéversion du bassin peut-être évaluée à l'aide d'une méthode développée par (Sanders et Stavarakas 1981). Le manque

de recherche sur la validité et la fiabilité de ces mesures pourrait expliquer le manque d'association observée entre ces deux variables. Néanmoins, des observations cliniques suggèrent que la longueur des ischio-jambiers serait associée à l'angle d'inclinaison du bassin et à la statique du tronc. À cet effet, une étude rapporte une association entre des ischio-jambiers raccourcis et une diminution de l'antéversion du bassin et de la flexion de la colonne lombaire et une augmentation de la flexion thoracique (Gajdosik et al. 1994). Par contre, en position debout, pour une population d'âge adulte, aucune corrélation n'a été observée entre l'inclinaison du bassin et la profondeur de la lordose lombaire (Youdas et al. 1996). Ces observations pourraient suggérer que les muscles ischio-jambiers ont une influence sur tout le tronc mais qu'une augmentation de la lordose lombaire ne se traduit pas automatiquement par une augmentation de l'antéversion du bassin. La mobilité vertébrale peut également être évaluée à l'aide d'un test de distraction de la peau, le test de Schober modifié. Même si la validité concomitante avec la radiographie est questionnable, ($0,43 < r < 0,97$) (Miller et al. 1992 ; Portek et al. 1983), ce test est facile d'administration, peu coûteux et probablement un des plus utilisé en clinique.

Au niveau du membre inférieur, plusieurs tests cliniques sont disponibles pour évaluer la raideur articulaire. La plus utilisée est l'amplitude de mouvement mesurée à l'aide d'un goniomètre universelle (Gajdosik et Bohannon 1987). La raideur des ischio-jambiers peut être évaluée à l'aide du test passif de flexion avant de la hanche, le genou en extension (Gajdosik et al. 1985) ou encore à l'aide du test d'extension active du genou (Gajdosik et Lusin 1983). En comparaison au test passif de flexion de la hanche,

le test d'extension active du genou permet d'éliminer les structures neurologiques comme source potentielle de résistance et il permet un meilleur control sur la rotation du bassin (Gajdosik et Lusin 1983).

À cause de son origine sur la colonne lombaire et le bassin et de son insertion sur le fémur, le muscle iliopsoas est un muscle intéressant de considérer dans l'évaluation de la souplesse de la musculature postérieure. En position assise le dos droit, le muscle psoas est actif alors que sa portion distale dans la fosse iliaque est inactive (Andersson et al. 1995). Ces auteurs ont également observé que la position assise avec le dos droit ne nécessitait qu'une très faible activation des muscles érecteurs spinaux. Par contre, assis en position d'hyperlordose et d'antéversion du bassin, l'iliopsoas et les érecteurs spinaux sont tous deux modérément actifs (Andersson et al. 1995). Ces résultats supposent que la raideur de l'iliopsoas, à cause de son origine sur la colonne vertébrale, pourrait avoir un effet marqué sur la lordose thoraco-lombaire et conséquemment sur la raideur de la musculature postérieure. La souplesse de l'iliopsoas et du droit antérieur est normalement évaluée à l'aide du test de Thomas. Utilisant ce test d'amplitude articulaire, les résultats obtenus pour une population de 117 athlètes homme et femmes correspondent à $-11,7 \pm 5,57^\circ$ d'extension de hanche (0° correspondant à la position anatomique ou à l'horizontal. Les valeurs négatives expriment l'extension et les valeurs positives la flexion de hanche) avec un angle moyen au genou de $52,5^\circ$ (Harvey 1998).

2.5 CONCEPT DE CHAÎNE MUSCULAIRE

Au stade actuel des connaissances, il n'existe aucune preuve scientifique de la présence d'une chaîne musculaire postérieure. Le concept est purement théorique mais il est à l'origine du développement d'un certains nombres de thérapie posturale pratiquée par un bon nombre de physiothérapeutes à travers le monde.

Le concept de chaînes musculaires procure un cadre théorique permettant de pousser l'analyse du comportement des muscles bi-articulaires au-delà du membre inférieur. Ce concept a été développé à la fin des années 1940 par Françoise Mézières (Nisand 1992).

2.5.1 Définition et description des chaînes musculaires

Une chaîne musculaire est définie comme étant «un ensemble de muscles poly-articulaires de même direction qui se chevauchent à la manière des tuiles sur un toit» (Jesel et al. 1999). À l'origine, le concept comportait trois chaînes musculaires : une grande chaîne musculaire postérieure qui s'étend de la base du crâne jusqu'aux orteils, une chaîne antérieure des lombes, comprenant le diaphragme et iliopsoas et une chaîne brachiale qui s'étend de l'épaule à la face palmaire des doigts incluant les muscles fléchisseurs, les rotateurs médiaux de l'épaule et les muscles pronateurs de l'avant-bras. Au début des années 80, s'est ajoutée la chaîne antérieure du cou, qui s'insère sur la face antérieure des vertèbres cervicales et thoraciques jusqu'à T4 (Nisand 1992).

L'identification de ces quatre chaînes mène à l'observation que deux zones vertébrales se trouvent contenues dans un «manchon musculaire» : le rachis cervico-thoracique de C1 à T3 et le rachis thoraco-lombaire de T12 à L4 (Jesel et al. 1999). Selon les tenants de la théorie des chaînes musculaires, ces deux zones peuvent être tout aussi bien influencer par la chaîne musculaire postérieure ou antérieure.

Le concept comporte également des notions de bloc fonctionnel et de réflexe antalgique à priori. Un bloc fonctionnel se définit comme une zone corporelle, à l'intérieure de laquelle, tous les éléments de l'appareil locomoteur la composant sont interdépendants (Jesel et al. 1999). Le bloc supérieur s'étend de la tête jusqu'à T7. Il comprend la ceinture scapulaire et les membres supérieurs. Il est innervé par les plexus cervical et brachial et les branches postérieures des nerfs rachidiens. Le bloc inférieur s'étend de T8 au coccyx. Il comprend la ceinture pelvienne et les membres inférieurs. Il est innervé par le plexus lombaire et sacré et les branches postérieures des nerfs rachidiens. Une passerelle entre les deux blocs est constituée par cinq muscles qui chevauchent les deux blocs : le transversaire épineux, le longissimus thoracis, l'ilicostalis, le trapèze inférieur et le grand dorsal (Jesel et al. 1999).

La notion de réflexe antalgique à priori correspond à un processus préventif, un comportement échappatoire pour éviter une douleur et l'oublier (Souchard 1993). Ce réflexe serait différent du mécanisme de réflexe de flexion qui constitue une réponse immédiate à un danger réel. A partir d'un traumatisme même mineur ou passé inaperçu, le corps chercherait à s'adapter pour fuir la sensation douloureuse. Pour l'occulter, les segments du corps s'organiseront en déséquilibrant la statique, en recrutant des muscles

inutiles à certains mouvements, en surmenant des articulations (Nisand 1992). Ce réflexe est considéré comme une réaction de défense qui mène à des compensations.

2.5.2 Les approches posturales

Le concept de chaînes musculaires et la première approche thérapeutique posturale qui en découle, la Méthode Mézières, ne visait pas l'étirement musculaire proprement dit mais une forme de mise en tension accompagnée d'une contraction isométrique à effet excentrant (i.e. qui a le potentiel d'allonger) tout en respectant un alignement occiput-scapulum-sacrum (Mézières 1978). Au cours des dernières années, le concept a évolué et un certain nombre de thérapies posturales ont vu le jour. La rééducation posturale globale (Souchart 1993) et la reconstruction posturale (Nisand et al. 2001) sont deux de ces thérapies aujourd'hui pratiquées au Québec par des physiothérapeutes. Malgré la diversité qui caractérise les différentes thérapies posturales, elles s'entendent toutes sur deux points : la présence d'une grande chaîne musculaire postérieure qui s'étend de la tête jusqu'aux orteils et l'importance de la respiration et de la relaxation musculaire.

Le but ultime des thérapies qui découlent du concept des chaînes musculaires est de redonner aux muscles leur longueur initiale. Cependant, à la base, le concept ne considère pas possible l'étirement d'un muscle isolé dans le seul but de lui redonner sa longueur. Ainsi, le but visé par les thérapies posturales n'est pas un allongement des structures élastiques, mais plutôt une ré-équilibration des tensions musculaires (Jesel et al. 1999). Afin d'effectuer des changements durables de ré-équilibration des tensions et

des longueurs musculaires, la durée de la mise en tension de la chaîne varie en fonction du but visé. Lorsque la composante neurophysiologique est visée (i.e. tonus), la durée est de quelques minutes (Jesel et al. 1999) par contre, si la composante mécanique est visée la durée peut atteindre 30 minutes (Souchart 1993). Aucune étude n'a encore démontré l'efficacité de ces techniques à réduire le tonus musculaire et à rééquilibrer les tensions.

Cette revue de la littérature montre la complexité de la mesure de la raideur articulaire et l'absence de données scientifiques pour soutenir l'existence de chaînes musculaires. Le présent mémoire constitue une première tentative pour démontrer rigoureusement les liens fonctionnels entre les composantes de la chaîne postérieure.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre décrit le choix de l'échantillon, l'instrumentation, le protocole expérimental ainsi que le traitement et l'analyse statistique des données. Au préalable, le protocole expérimental a été soumis au comité d'éthique de l'Institut de réadaptation de Montréal affilié à l'Université de Montréal (annexe A).

3.1 SÉLECTION ET CARACTÉRISTIQUES DE L'ÉCHANTILLON

Un groupe de 21 sujets adultes de sexe masculin a été recruté dans l'entourage des évaluateurs et pris part à l'étude après avoir signé un formulaire de consentement (annexe B). Tous les sujets étaient asymptomatiques pour des douleurs musculaires et articulaires au dos, au bassin et aux membres inférieurs. Un sujet a été exclu des analyses car ses résultats étaient anormalement élevés au niveau des mesures de moments avec lordose normale et des mesures de pentes dans toutes les conditions. Cette exclusion est soutenue par l'application d'une procédure statistique proposée par Grubbs (1969). Les données de ce sujet avaient une probabilité inférieure à 1% d'appartenir à la distribution des données de l'ensemble des sujets.

3.2 INSTRUMENTATION

L'instrumentation comprenait deux systèmes d'acquisition, l'un pour les données biomécaniques et l'autre pour l'activité électromyographique. Les signaux des deux systèmes ont été numérisés par un même ordinateur à une fréquence d'échantillonnage de 800 Hz. Les données ont été enregistrées sur un ordinateur et traitées ultérieurement à l'aide d'un logiciel d'analyse développé à l'Institut de réadaptation de Montréal.

3.2.1 Système d'acquisition des paramètres biomécaniques

Un dynamomètre électrique uni-axial de marque Biodex (Biodex Medical System, Sherley, NY) a été utilisé pour la mobilisation passive de la cheville droite. Le dynamomètre était muni d'une botte permettant la mobilisation passive de la cheville à une vitesse constante de 5°/s. Cette vitesse a été choisie afin d'éviter le déclenchement d'une activité réflexe contractile (Magnusson et al. 1998), pour réduire les effets des accélérations et accroître la zone de vitesse constante. Avant chaque séance d'évaluation, l'appareil fut calibré avec une charge connue. Après chaque séance, le moment généré par la botte et les accessoires a été déterminé en mobilisant la botte dans l'amplitude de mouvement utilisée pour chaque sujet lors de l'expérimentation. Ces données ont été utilisées lors des analyses pour corriger les mesures de moment pour l'effet de la gravité de la botte et des accessoires. Les effets dus à l'inertie du pied et de la botte n'ont pas été considérés à cause de la faible importance des accélérations. Les

figures 6 et 7 montrent la position du sujet sur la chaise du Biodex et la fixation du pied droit à la botte du Biodex.



Figure 6: Position du sujet et fixation du tronc et des membres inférieurs.



Figure 7 : Fixation du pied droit dans la botte du Biodex et position du pied gauche sur le support pédestre.



Figure 8 : Position du Sphygmomètre insérer au niveau T12-L1 pour augmenter la lordose thoraco-lombaire.

En ce qui concerne le membre inférieur gauche, le pied reposait en légère flexion plantaire sur un support pédestre attaché à un montage spécialement adapté et fixé à la même hauteur que la botte du Biodex (fig. 7). La force de poussée exercée par le pied gauche fut captée par une cellule de force fixée au support et possédait une précision de ± 1 Newton (Statham Model UC2, Gould Electronics & Electrical Products, Eastlake, Ohio).

3.2.2 Système d'acquisition de l'activité électromyographique

Lors de la mobilisation passive de la cheville droite, huit électrodes actives de surface (Delsys Inc. Boston, Ma) connectées à des amplificateurs différentiels ont permis de vérifier l'activité électromyographique (EMG). Ces électrodes comportaient deux plaques d'argent mesurant 10 mm de long séparées de 10 mm entre elles et offraient un gain de 10. La fixation des électrodes a été réalisée à l'aide de collerettes et de bandes adhésives après avoir diminué l'impédance de la peau par frottement avec de l'alcool. Les enregistrements ont été faits du côté droit du corps. Les électrodes furent placées dans le sens des fibres au niveau de la partie charnue des muscles tibial antérieur, soléaire, chef latéral du gastrocnémien, long chef du biceps fémoral, droit fémoral. L'activité musculaire para-vertébrale droite des muscles multifides (niveau L5), longissimus du thorax (niveau T10) et splénus du cou (niveau C5) fut enregistrée en plaçant les électrodes tel que proposé par DeFoa et Biedermann (1989) et Keshner et al. (1989)

Les muscles du membre inférieur étaient connectés à des amplificateurs de marque A-M (A-M systems, Inc. Model 1700) possédant une impédance d'entrée de 100,000 Mégohms, un bruit de fond de $15\mu\text{V}$ (10Hz – 10kHz), un gain de 1 000, et un rejet en mode commun de 110 dB à 60Hz. Les muscles du tronc étaient connectés à des amplificateurs Nihon Kohden (Model AM-601G) possédant une impédance d'entrée de 5 Mégohms, un gain de 1 000, un bruit de fond inférieur à $6\mu\text{V}$ (1kHz) et un rejet en mode commun de 60dB à 65Hz. Les bandes passantes étaient de 10 à 500 Hz pour le A-M system et de 16 et 300 Hz pour le Nihon Kohden. Une mise à terre (électrode Medi-Trace Inc.) a été fixée sur la patella droite.

3.2.3 Contrôle de la lordose thoraco-lombaire et de la flexion de hanche

Un sphymomanomètre, de type Chattanooga Stabilizer Pressure Biofeedback (Kom Care Cie, Cincinnati, Ohio) a été utilisé pour augmenter la concavité postérieure de la courbure thoraco-lombaire (fig. 8). L'appareil était équipé d'un cadran calibré en mmHg et positionné devant le sujet pour servir de feedback visuel. Le sujet était assis dans la chaise du Biodex les jambes allongées, le pied fixé à la botte du Biodex et les courroies fixées au niveau du bassin et des cuisses. Le sphymomanomètre a été inséré par l'évaluateur au niveau de T12-L1 et les trois autres courroies ont été fixées pour maintenir en place le tronc et la tête. Afin d'augmenter la lordose, le sphymomanomètre a été gonflé jusqu'à une pression de 90 mmHg. Le sujet avait pour

consigne de maintenir cette pression constante à ± 10 mmHg pour la durée de la manœuvre.

Afin de contrôler l'influence de l'angle de la hanche sur la raideur à la cheville et reproduire fidèlement cet angle lors de chacune des conditions, le degré de flexion à la hanche droite a été mesuré à l'aide d'un électrogoniomètre SG 150 (NexGen Ergonomics Inc. Montréal, Canada). Cet instrument a une précision de $\pm 2^\circ$ et une reproductibilité de $\pm 1^\circ$ sur une amplitude de 90° . L'extrémité supérieure de l'électrogoniomètre a été fixée à l'aile iliaque droite à l'aide de ruban adhésif sur le point médian entre les épines iliaques postéro et antéro supérieures. L'extrémité inférieure du goniomètre fut fixée au centre de la partie latérale de la cuisse droite à quelques centimètres en dessous du grand trochanter.

3.3 PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

Le protocole expérimental comportait la prise de mesures anthropométriques, des mesures de souplesse globale du tronc et des hanches et des mesures de la souplesse spécifique de la colonne lombaire, des muscles iliopsoas, droit fémoral, ischio-jambiers et triceps sural droit. Ces mesures étaient suivies de la préparation du sujet et de l'évaluation de la raideur articulaire à la cheville droite dans une amplitude de $+30^\circ$ de FP à -10° de FD pour les deux conditions de lordose soit une lordose normale (LN) et une lordose accentuée (LA). Le déroulement du protocole durait environ une heure. L'expérimentation a eu lieu au laboratoire de l'Institut de Réadaptation de Montréal.

3.3.1 Mesures anthropométriques et évaluation de la raideur articulaire

Différentes mesures anthropométriques ont été prises. Ce sont la taille, le poids, les circonférences du tronc (niveau de l'ombilic), de la cuisse et du mollet, ainsi que des mesures de la courbure thoraco-lombaire et de l'antéversion du bassin. La courbure thoraco-lombaire a été estimée à l'aide d'une règle flexible suivant le protocole décrit par Youdas et al. (1995) et l'antéversion du bassin a été estimée suivant la méthode développée par Sanders et Stravrakas (1981). L'indice de masse corporel (IMC) a été calculé en faisant le ratio entre le poids du sujet (kg) et le carré de sa taille (m²).

La souplesse globale de la chaîne postérieure a été évaluée à l'aide du test distance doigt-sol en position debout (Kippers et Parker, 1987) et à l'aide du test de flexion avant du tronc en position assise, les jambes allongées (Combleet et Woolsey, 1996). Le test distance doigt-sol a été choisi parce qu'il constitue le test le plus souvent administré pour mesurer la souplesse globale. Le test de flexion du tronc en position assise a été utilisé parce qu'il reproduisait la position utilisée lors de l'évaluation de la raideur de la cheville et qu'il permettait d'évaluer la capacité des sujets à supporter cette position. La mobilité du rachis lombaire a été mesurée par la mesure clinique du Schöber modifié suivant la description faite par Miller et al. (1992). La souplesse des muscles ischio-jambiers a été évaluée en décubitus dorsal, à l'aide du test d'extension active du genou suivant la procédure décrite par Gajdosik et al. (1983). La souplesse du muscle iliopsoas et du droit fémoral a été mesurée en décubitus dorsal à l'aide du test de Thomas en utilisant un goniomètre universel suivant la procédure rapportée par Harvey (1998). Dans cette procédure, les valeurs positives correspondent à une flexion de

hanche alors que les valeurs négatives correspondent à l'extension de hanche par rapport à l'horizontal (i.e. zéro anatomique). Par conséquent, les valeurs négatives correspondent à une plus grande souplesse du muscle iliopsoas. L'amplitude articulaire maximale passive en flexion dorsale a été réalisée en position assise, genou en extension, à l'aide du dynamomètre Biodex. Dans ce dernier test, la cheville fut mobilisée passivement à une vitesse constante de 5°/s vers l'amplitude maximale de flexion dorsale que pouvait tolérer le sujet.

3.3.2 Mesures expérimentales

Préalable à la prise des mesures expérimentales, les électrodes et l'électrogoniomètre ont été mis en place. Lors de l'évaluation, les sujets portaient un short et n'avaient ni chandail ni chaussettes. Avant le début de l'enregistrement, chaque sujet était familiarisé avec la position d'évaluation. Le sujet était ensuite positionné dans la chaise du Biodex, les jambes allongées, les pieds reposant sur leur système respectif (Biodex à droite et support de la cellule de force à gauche). Le tronc et les cuisses étaient maintenus en place à l'aide de cinq courroies (fig. 6). La cheville droite a été fixée à la botte du Biodex à l'aide d'une courroie au niveau des métatarses et d'une fixation tibio-talaire développée à l'Institut de Réadaptation de Montréal (fig. 7). Pour chacun des sujets, le zéro anatomique a été déterminé par un angle de 90° entre la jambe et le cinquième métatarse (plante du pied). L'axe de rotation de la cheville, correspondant à la partie inféro-latérale de la malléole externe, fut aligné avec l'axe de rotation du dynamomètre Biodex. L'évaluateur a déterminé les limites d'amplitude articulaire de

+30° de FP et de -10° de FD en mobilisant manuellement la botte jusqu'aux amplitudes requises. Une fois les limites d'amplitude établies, un essai préliminaire de 30 secondes était réalisé en position de lordose normale. Cet essai avait pour but d'exposer le sujet à la sensation d'étirement passif dans l'amplitude de +30° de FP et de -10° de FD et de s'assurer que le sujet restait détendu et maintenait un rythme de respiration régulier. Cet essai permettait également de vérifier la bonne mise en marche du système d'acquisition et le bon fonctionnement des treize canaux. La préparation du sujet et la vérification des équipements ont été suivies d'une pause de cinq minutes durant laquelle le sujet était libre de se lever et de bouger.

La raideur passive de la cheville a été mesurée sous quatre conditions. Les deux premières sont réalisées avec une lordose normale (LN) l'une sans étirement préalable de la cheville et l'autre avec un étirement statique à 0° de FD pour une période de 90 secondes. Les deux dernières conditions se font avec une lordose accentuée (LA) d'abord sans étirement puis avec un étirement statique à 0° de FD pour une période de 90 secondes. Les conditions avec LN et LA sont alternées d'un sujet à l'autre pour éliminer le biais associé à la séquence des conditions de lordose. De plus, pour minimiser l'influence des étirements successifs sur les mesures de raideur, des repos de cinq minutes sont intercalés entre les conditions. Durant cette période, le sujet était libre de bouger et de se lever. Le protocole expérimental est détaillé à la figure 9.

Pour chaque condition, la mobilisation passive est d'une durée de 90 secondes dans l'amplitude de +30° de FP et de -10° de FD. Durant cette période, il est possible

d'enregistrer presque cinq cycles complets avec un délai d'une seconde entre les changements de direction. Pour tous les tests, la température ambiante de la pièce fut maintenue entre 20 et 22° C.

3.4 TRAITEMENT ET ANALYSE STATISTIQUE DES DONNÉES

3.4.1 Traitement des données

Le traitement des données a été réalisé sur un Pentium III à l'aide d'un programme d'analyse des données NUMERI développé à l'Institut de réadaptation de Montréal. Toutes les données extraites ont été enregistrées sur des fichiers Excel.

Des 5 courbes enregistrées lors de chacune des conditions expérimentales, les trois courbes médianes furent retenues pour les analyses subséquentes. La première n'est pas retenue car elle est souvent différente des autres à cause du conditionnement des structures entourants la cheville. La dernière quant à elle est tronquée du fait que l'enregistrement ne dure que 90 secondes. De plus, la sélection d'une courbe donnée reposait sur la présence d'une activité EMG minimale et sur l'absence d'altération dans les courbes de moment lors de l'inspection visuelle des données brutes. Les données biomécaniques ont été filtrées à 1Hz, puis extraites pour chaque degré de +30° de FP à -10° de FD. Par la suite, les moments ont été corrigés, angle pour angle, pour l'effet de la gravité. La masse du pied étant minimale, seul le poids de la botte fut considérée dans la correction. Le moment enregistré à -5° de FD et la rigidité (Δ moment / Δ angle) calculée à -5° de FD furent retenus pour les analyses subséquentes. La rigidité

correspond à la pente de la courbe à -5° et est un paramètre de la raideur articulaire qui a été décrit, entre autres par Magnusson (1995), et utilisée à plusieurs reprises dans d'autres études (Moseley et al. 2001 ; Riemann et al. 2001 ; Magnusson et al. 1998 ; Chestworth et Vanderwoort, 1989).

Les données EMG ont été rectifiées et filtrées à 3 Hz. Par la suite, l'enregistrement a fait l'objet d'une inspection visuelle afin d'identifier des fluctuations importantes et toute activité EMG supérieure à $30\mu\text{V}$ pour chacun des huit canaux. Une activité au-delà de $30\mu\text{V}$ pourrait indiquer une contribution active à la raideur enregistrée.

Pour s'assurer d'un positionnement similaire de la flexion de hanche entre les différentes conditions, trois mesures d'angles ont été prélevées à différents moments de l'expérimentation soit à 5, 45 et 85 secondes. Pour chacun des sujets, douze points ont été extraits et la moyenne de ces points fut soumise à l'analyse statique pour fin de comparaison entre les différentes conditions expérimentales.

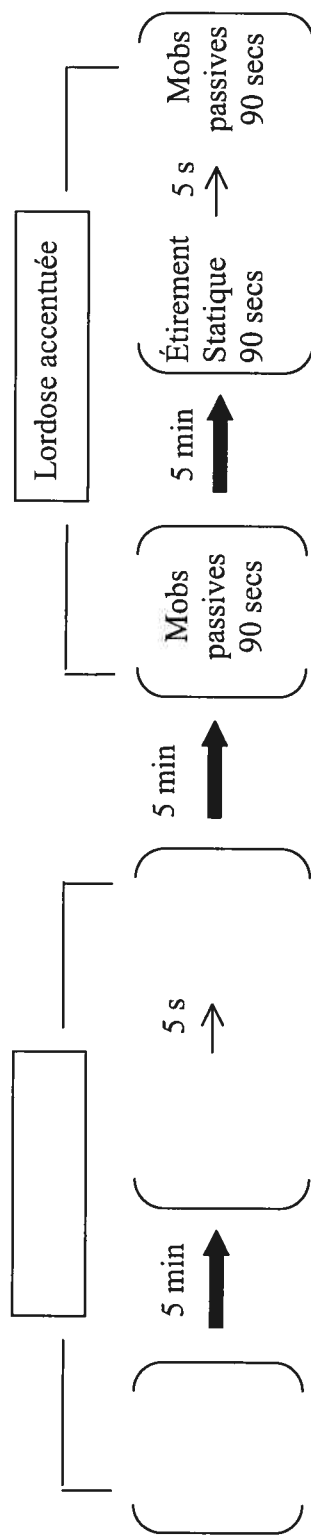
3.4.2 Analyse statistique

Toutes les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du programme statistique SPSS version 10.0. Des statistiques descriptives ont été calculées pour les caractéristiques individuelles, les tests de souplesse, les paramètres de raideur (moment et rigidité), la force de poussée du membre inférieure gauche ainsi que le degré de flexion à la hanche droite.

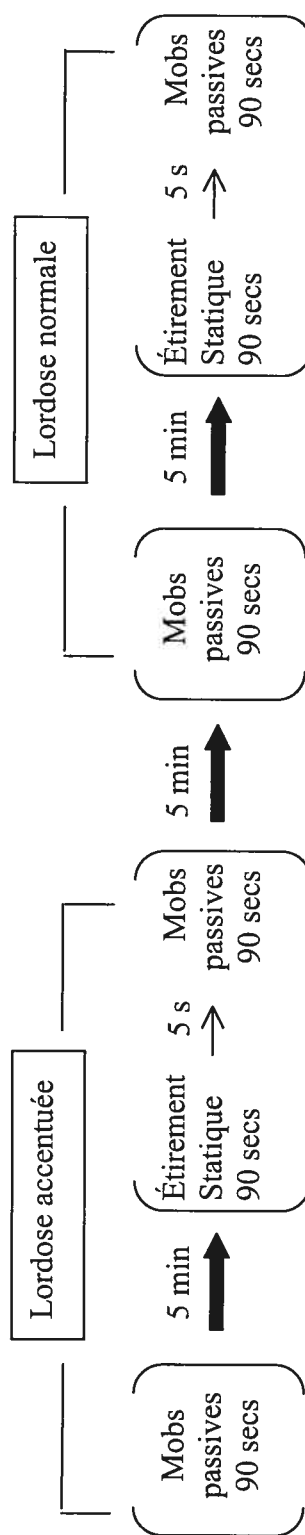
Les valeurs d'angle de flexion à la hanche droite ainsi que les valeurs des paramètres de raideur (moment et rigidité) et de la force de poussée pour chacune des conditions expérimentales ont été analysées à l'aide d'une ANOVA à deux voies pour mesures répétées sur les facteurs lordose et étirement pour voir l'effet global de ces facteurs. En présence d'interaction, les conditions de lordose et d'étirement ont été comparées isolément par des tests de t pour échantillons appariés avec une correction de Bonferroni pour les comparaisons multiples.

Dans le but d'identifier des variables susceptibles d'être associées à la raideur articulaire à la cheville, les niveaux d'association existant entre, d'une part, les variables anthropométriques et celles de souplesse et, d'autre part, les mesures de rigidité ont été examinés en utilisant des corrélations de Pearson. Ceci a été fait pour les conditions sans étirement de chacune des positions LN et LA. Un niveau de 0,05 fut considéré comme étant significatif pour tous les tests statistiques d'ANOVA et de corrélations. Pour réduire la possibilité de commettre une erreur de type I, le niveau de signification pour les tests post hoc et les tests t a été corrigé pour les comparaisons multiples et il était de 0,0125 (0,05/4).

Première séquence



Deuxième séquence



La présentation des séquences 1 et 2 a été appliquée en alternance entre les sujets.

Figure 9 : Protocole expérimental

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

Les résultats présentés dans ce chapitre sont divisés en trois sections : la première concerne les effets de la lordose thoraco-lombaire et de l'étirement statique sur la raideur articulaire de la cheville droite. La seconde porte sur le comportement du membre inférieur gauche lors de l'étirement de la cheville droite dans les deux positions de lordose. Finalement, la dernière section présente les associations entre, d'une part, les paramètres de raideur articulaire et, d'autre part, des variables anthropométriques et des mesures cliniques de la raideur articulaire.

La raideur articulaire a été évaluée lors de manœuvres de mobilisation passive de la cheville droite réalisés à une vitesse de 5°/s dans une amplitude de + 30° de FP à -10° de FD. Les mesures ont été prises avant et après un étirement statique de 90 secondes dans une position de lordose normale et de lordose accentuée. Le moment de force enregistré à -5° de FD et la rigidité articulaire calculé à -5° de FD furent utilisés pour rendre compte de la raideur articulaire à la cheville. La force de poussée exercée par le pied gauche a permis d'évaluer le comportement du côté controlatéral.

Afin de démontrer l'influence de la lordose sur la raideur de la cheville, il était essentiel de contrôler la position de la hanche, laquelle peut potentiellement changer la raideur de la cheville (Bowland et Adams, 2000 ; Gajdosik et al. 1985). Ceci a été fait dans la présente étude et les résultats statistiques ont démontré que la position de la

hanche était similaire pour les quatre conditions expérimentales ($F < 1,485$; $p < 0,144$) avec des valeurs variant entre $74,33^\circ \pm 13,98^\circ$ et $76,04^\circ \pm 12,79^\circ$.

Par ailleurs, l'examen visuel des enregistrements EMG n'ont révélé aucune activité supérieure à $30\mu V$ et le niveau de cette activité musculaire n'apparaissait pas différent entre les conditions. Une analyse quantitative de cette activité n'a pas été tentée car des problèmes techniques sont survenus pour certains sujets. Malgré cette limite de l'étude, nous sommes confiants que les mesures de raideur articulaire rapportées dans cette section représentent réellement le comportement passif de l'articulation de la cheville.

4.1 INFLUENCE DE LA LORDOSE ET DE L'ÉTIREMENT

4.1.1 Les courbes moment-angle

Les courbes moment-angle moyennes sont présentées dans les figures 10 et 11. La figure 10 montre l'effet de la lordose pour les conditions pré-étirement (A) et post-étirement (B). La figure 11 reprend les courbes de la figure 10 pour mettre en évidence l'effet de l'étirement dans chacune des conditions, soit de lordose normale (A) et de lordose accentuée (B).

L'observation des courbes moment-angle moyennes révèle qu'elles ne sont pas de forme linéaire, les moments s'accroissant non proportionnellement avec l'augmentation de l'amplitude en flexion dorsale sauf dans les trois ou quatre derniers

degrés où la courbe a tendance à diminuer. Ceci résulte de la décélération de l'appareil et de l'approche de la phase d'arrêt du mouvement. Du fait que les courbes ne sont pas linéaires, la rigidité articulaire, définie par le dérivé de la courbe moment-angle, est d'autant affectée.

En pré-étirement (fig. 10A), l'accentuation de la lordose thoraco-lombaire a eu pour effet de déplacer la courbe vers le haut indiquant une augmentation de la raideur articulaire dans presque l'ensemble de l'amplitude de mouvement. Pour les conditions en post-étirement (fig. 10B), l'effet de la lordose s'estompe et les courbes se superposent pour les deux conditions de lordose.

L'effet de l'étirement peut-être apprécié sur la figure 11. En position LN (fig. 11A), une très faible augmentation du moment est notée par suite de l'étirement et elle s'accroît jusqu'à l'amplitude maximale de -10° de FD. En ce qui concerne la position LA (fig. 11B), le phénomène inverse apparaît, à savoir que le moment diminue post-étirement par rapport aux valeurs enregistrées pré-étirement. Cette diminution du moment est maximale lors de l'atteinte de l'amplitude maximale de -10° de FD.

Comme le démontrent les figures 10 et 11, les effets des conditions expérimentales sont particulièrement évidents en fin d'amplitude. Pour les analyses statistiques, les valeurs de moment et de rigidité à -5° de FD ont été retenues et les résultats sont présentés dans les prochaines sections.

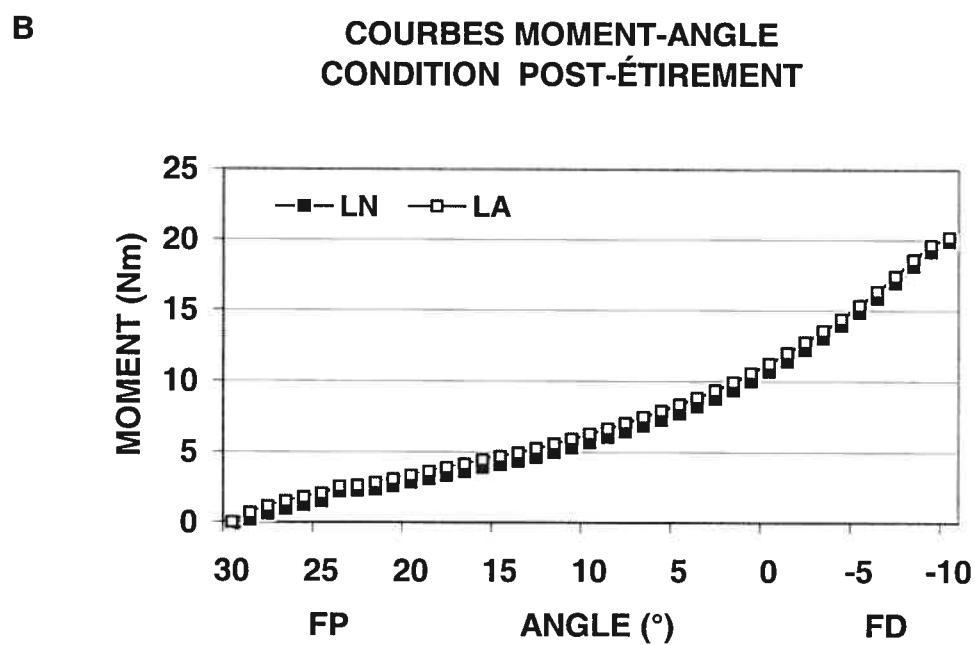
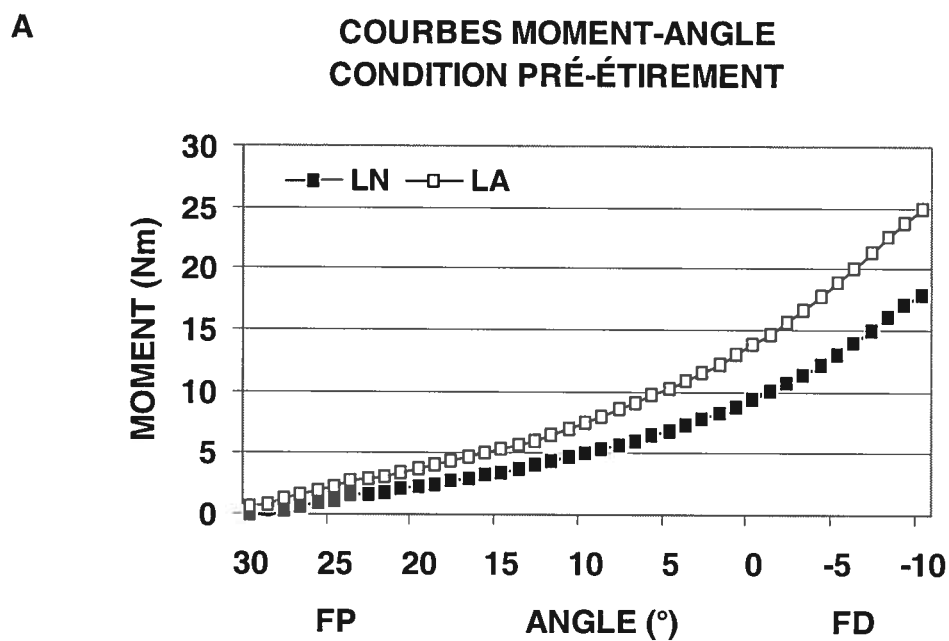
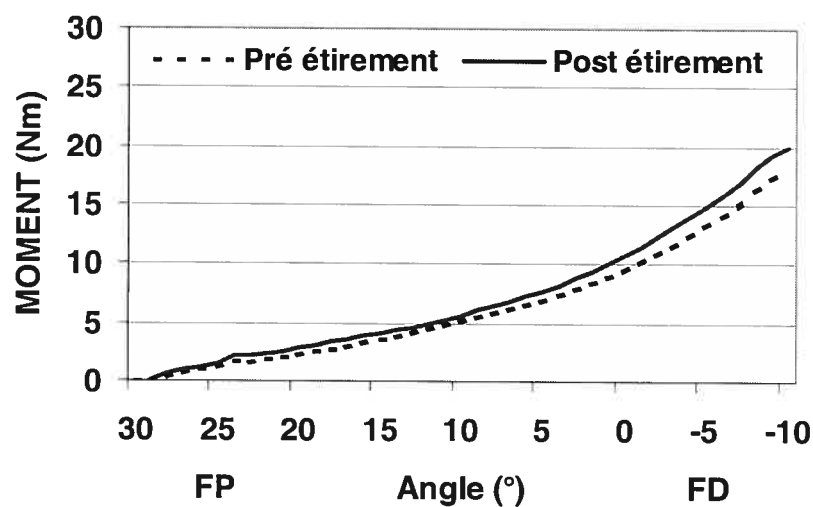


Figure 10 : Courbes moyennes comparant l'effet de l'accentuation de la lordose thoracolumbaire : A) Pré-étirement, B) Post-étirement.

A

**COURBES MOMENT-ANGLE
POSITION LORDOSE NORMALE**



B

**COURBES MOMENT-ANGLE
CONDITION LORDOSE ACCENTUÉE**

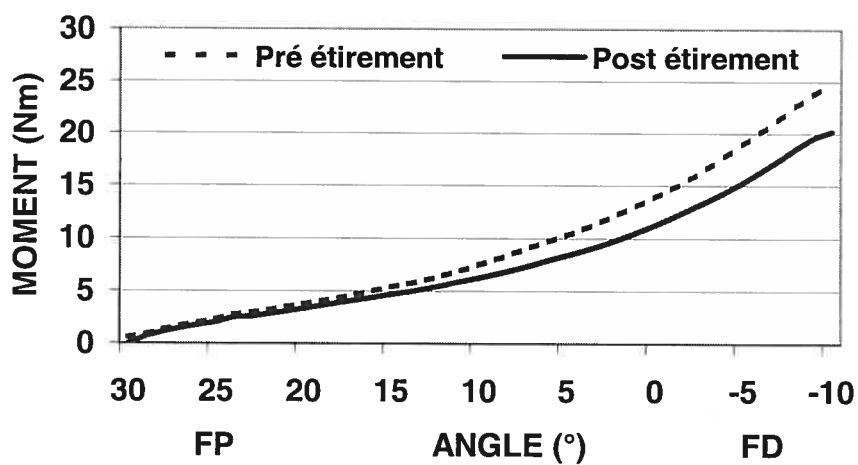


Figure 11 : Courbes moyennes comparant l'effet de l'étirement : A) Position de lordose normale ; B) Position de lordose accentuée

4.1.2 Moments de force

Les analyses statistiques indiquent une interaction entre les facteurs lordose et étirement ($F = 10,033$; $p = 0,005$) (fig. 12). En pré-étirement, on observe que l'augmentation de la lordose s'accompagne d'un accroissement significatif du moment de force ($t = -3,847$; $p = 0,001$). Les mesures prises en post-étirement ne sont pas statistiquement différentes entre les conditions LN et LA ($t = -0,581$; $p = 0,568$). En position LN, la différence de moment observée avant et après l'étirement statique s'est avérée non significative ($t = -1,792$; $p = 0,089$). Pour la position LA, la moyenne observée après l'étirement est inférieure à celle enregistrée avant l'étirement mais cette tendance n'est pas supportée par l'analyse statistique ($t = 2,282$; $p = 0,034$).

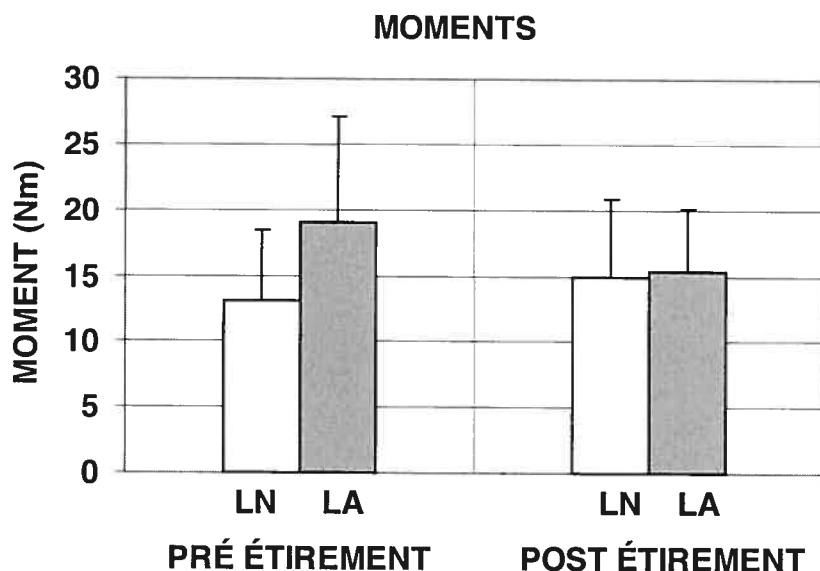


Figure 12 : Histogrammes des moments de force mesurés en pré et post-étirement pour les deux conditions de lordose thoraco-lombaire. Les valeurs représentent les moyennes plus un écart-type.

4.1.3 Rigidité articulaire

Les résultats sur les mesures de rigidité calculée à -5° de FD (fig. 13) indiquent une interaction entre les facteurs lordose et étirement ($F = 7,394$; $p = 0,014$). Pour les mesures faites en pré étirement, l'augmentation de la lordose entraîne une hausse significative de la rigidité articulaire ($t = -3,032$; $p = 0,007$). Suite à l'étirement statique, les deux positions de lordose déterminent des moyennes de rigidité qui sont similaires ($t = 0,679$; $p = 0,506$). Pour les deux conditions de lordose, l'étirement statique n'a eu aucun effet significatif sur la rigidité articulaire à la cheville ($t = -1,700$; $p = 0,106$ en position LN et $t = 1,715$; $p = 0,103$ en position LA).

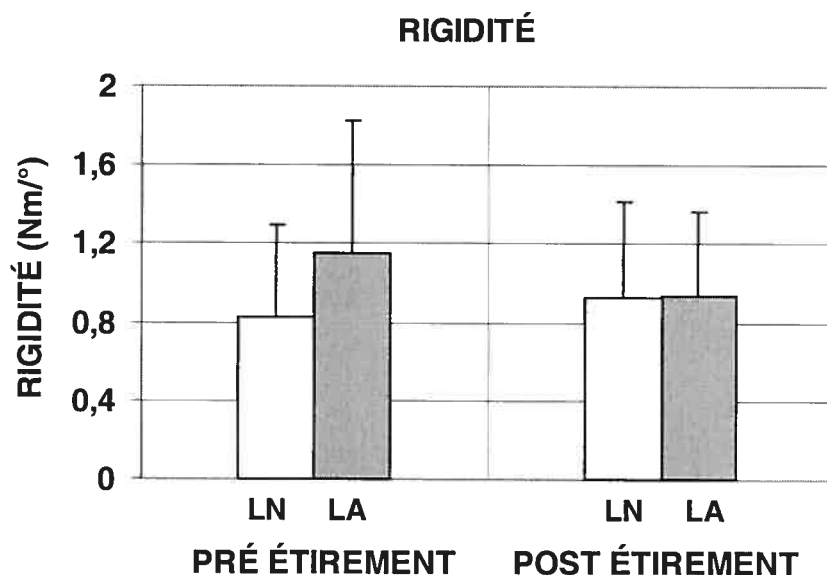


Figure 13 : Histogrammes de la rigidité articulaire calculée à -5° de FD en pré et post étirement pour les deux conditions de lordose thoraco-lombaire. Les valeurs représentent les moyennes plus un écart-type.

4.1.4 Corrélations entre les valeurs de moment et de rigidité.

Les résultats rapportés pour les moments et les rigidités sont tout à fait comparables. Il semble donc que ces paramètres soient deux expressions de la raideur articulaire qui sont fortement reliés entre eux. Les analyses corrélatives ont effectivement démontré cette association. Pour les quatre manœuvres expérimentales, des corrélations hautement significatives ont été trouvées entre les deux paramètres avec des coefficients de détermination s'échelonnant entre 0.65 et 0.89 (fig. 14).

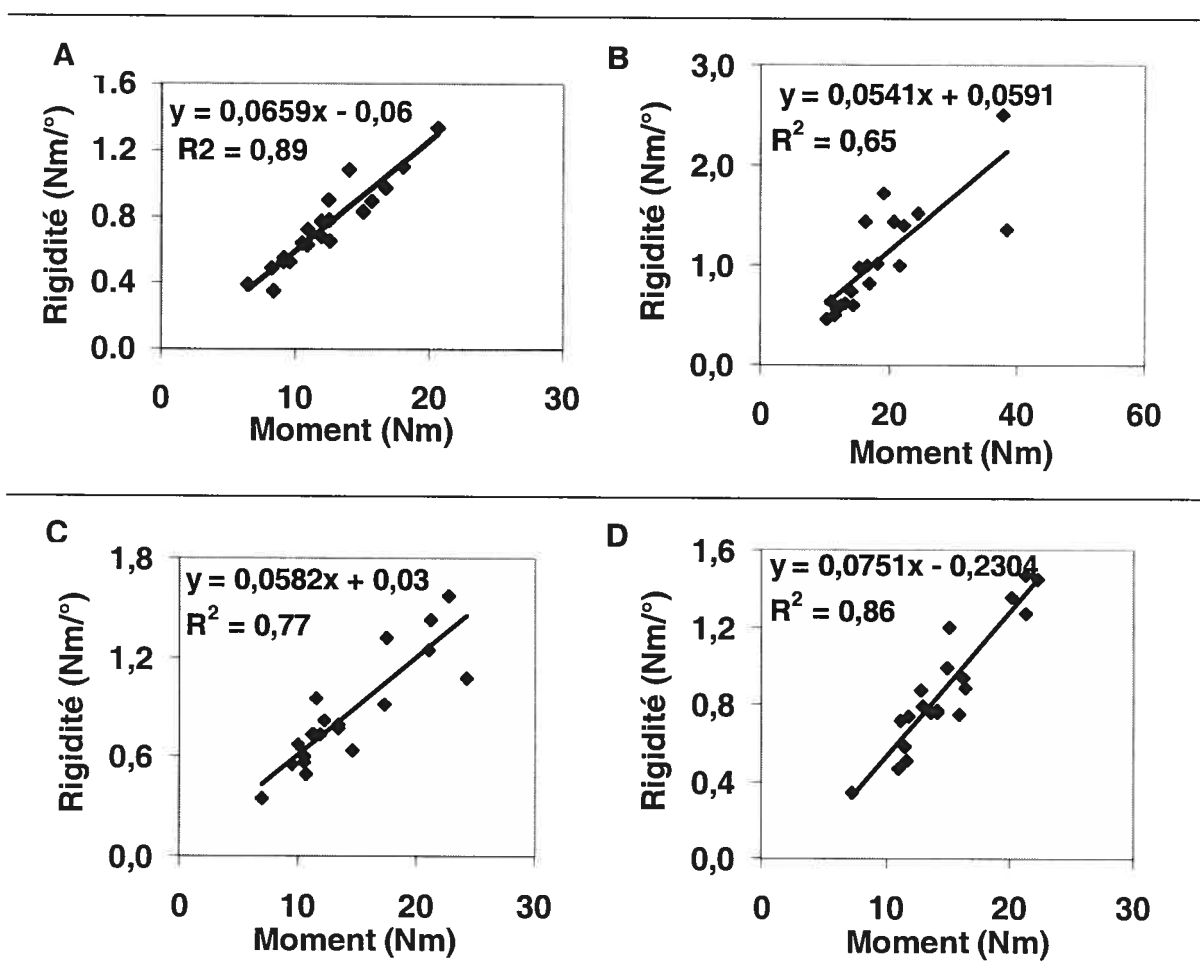


Figure 14 : Régressions linéaires entre les moments et la rigidité. (A) Position LN pré étirement (B) Position LA pré étirement (C) Position LN post étirement (D) Position LA post étirement.

4.2 ÉVALUATION DE LA RÉACTION CONTROLATÉRALE

La réaction controlatérale a été quantifiée par la force de poussée du membre inférieur gauche au moment où la cheville droite atteignait -5° de FD. Les analyses statistiques indiquent une interaction entre les facteurs lordose et étirement ($F = 5,295$; $p = 0,03$). Comme le montre la figure 15, l'augmentation de la lordose thoraco-lombaire provoque une augmentation significative de la force de poussée du membre inférieur gauche tant en pré-étirement ($t = -5,180$; $p < 0,001$) qu'en post-étirement ($t = -7,210$; $p < 0,001$). Les analyses statistiques sur les effets de l'étirement indiquent que la diminution notée pour la condition LN n'est pas significative ($t = 2,692$; $p = 0,014$). Dans le cas de la position LA, la différence entre les valeurs pré et post-étirement s'avère aussi non-significative ($t = -0,205$; $p = 0,839$)

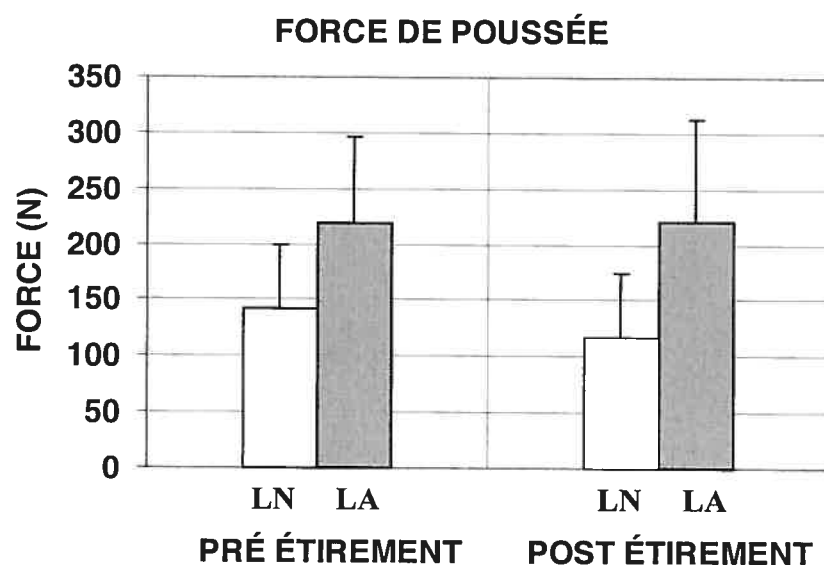


Figure 15 : Histogrammes de la force de poussée du membre inférieur gauche mesurée en pré et post-étirement pour les deux conditions de lordose thoraco-lombaire. Les valeurs représentent les moyennes plus un écart-type.

4.3 ÉVALUATION DES VARIABLES ASSOCIÉES À LA RAIDEUR ARTICULAIRE

Les statistiques descriptives des variables associées à la raideur apparaissent au tableau II. Les variables ont été réparties en trois groupes. Le premier groupe de variables comportaient les caractéristiques physiques de base telles que l'âge, la taille, la masse et l'indice de masse corporelle. Le deuxième groupe incluait les mesures de longueur et de circonférence des segments ainsi que les mesures de la bascule du bassin et de la lordose lombaire. Le troisième groupe comportait les tests de souplesse globale et spécifique dont deux variantes de la flexion avant du tronc, le Schöber modifié, le test de Thomas, le test d'extension active du genou et l'amplitude articulaire passive à la cheville.

L'analyse des corrélations simples a été réalisée pour les deux conditions de lordose thoraco-lombaire pré-étirement. Le tableau III montre les résultats entre les paramètres de raideur et les diverses variables tant pour la position LN que LA.

Les corrélations les plus élevées sont trouvées pour des variables anthropométriques reliés à la masse des sujets et à la circonférence des segments. Il faut remarquer que les corrélations ne sont pas supérieures pour la circonférence de la jambe par rapport à celles d'autres segments. Pour les variables cliniques de raideur articulaire, seul le test de Thomas est associé à la rigidité. L'association négative entre le test de Thomas et la raideur à la cheville indique qu'un plus petit angle de flexion à la hanche est associé à une raideur moindre à la cheville.

Tableau II : Valeurs anthropométriques et mesures cliniques de la raideur articulaire (n = 20).

Groupe 1	Moyenne	Écart-type	Minima	Maxima
Age	30	8,4	18	44
Taille (cm)	179,7	9,0	164,5	197,0
Masse corporelle (Kg)	76,1	14,9	59,7	118,0
IMC* (Kg/m ²)	23,5	3,5	17,9	30,9
Groupe 2				
Longueur du tronc (inion à S1, cm)	62,7	3,8	53,8	70,5
Longueur de la cuisse (cm)	43,7	3,3	37,5	50,5
Longueur de la jambe (cm)	44,2	2,7	39,5	49,8
Circonférence du tronc (cm)	82,3	13,8	46,0	111,3
Circonférence de la cuisse droite (cm)	53,3	6,2	44,0	73,0
Circonférence du mollet droit (cm)	37,5	3,1	34,0	46,0
Lordose thoraco-lombaire (degrés)	42,8	11,7	15,1	65,8
Bascule du bassin (degrés)	6,5	5,2	-8,8**	14,8
Groupe 3				
Test distance doigt sol (cm)	-0,32	9,1	-14,0	16,3
Test flexion avant assis (cm)	2,01	9,38	-14,1	19,0
Schöber modifié (cm)	6,39	1,51	3,0	9,6
Test de Thomas (Iliopsoas - degrés)	-2,58***	9,09	15,5	-19,0
Test de Thomas (droit fémoral - degrés)	51,8	6,27	41,0	70,0
Test d'extension active du genou (Ischio-jambiers - degrés)	55,22	11,25	34,5	79,0
Amplitude maximale passive en FD (degrés)	24,83	7,25	13,0	40,0

* IMC = indice de masse corporelle ; ** la valeur négative correspond à une rétroversion du bassin, *** la valeur négative correspond à une extension de la hanche au-delà de l'horizontal

Tableau III : Coefficients de corrélation de Pearson entre les paramètres de raideur articulaire à la cheville pré-étirement et les mesures cliniques.

	Lordose normale		Lordose accentuée	
Groupe 1 – caractéristiques physiques	Moment	Rigidité	Moment	Rigidité
Age	-0,520^a	0,440	-0,028	-0,012
Taille (cm)	0,566^b	0,441	0,234	0,268
Masse corporelle (Kg)	0,647^b	0,666^b	0,614^b	0,645^b
IMC* (Kg/m ²)	0,422	0,534^a	0,615^b	0,643^b
Groupe 2 – mesures anthropométriques	Moment	Rigidité	Moment	Rigidité
Longueur du tronc (inion à S1, cm)	0,636^b	0,412	0,288	0,058
Longueur de la cuisse (cm)	-0,122	-0,158	-0,198	-0,103
Longueur de la jambe (cm)	0,354	0,290	0,092	0,113
Circonférence du tronc (cm)	0,455^a	0,538^a	0,651^b	0,704^a
Circonférence de la cuisse droite (cm)	0,521^a	0,599^b	0,315	0,433
Circonférence du mollet droit (cm)	0,557^a	0,584^b	0,414	0,425
Lordose thoraco-lombaire (degrés)	0,142	0,072	0,181	0,087
Bascule du bassin (degrés)	-0,157	-0,110	0,227	0,312
Groupe 3 – tests de souplesse				
Test distance doigt sol (cm)	-0,017	-0,047	-0,164	-0,162
Test flexion avant assis (cm)	-0,048	-0,102	-0,055	-0,138
Schöber modifié (cm)	-0,023	-0,121	0,315	0,227
Test de Thomas (Iliopsoas - degrés)	-0,160	-0,207	-0,629^b	-0,606^b
Test de Thomas (droit fémoral - degrés)	0,333	0,375	-0,067	0,257
Test d'extension active du genou (Ischio-jambiers - degrés)	0,33	-0,22	-0,108	-0,123
Amplitude maximale passive en FD (degrés)	0,117	0,069	-0,052	-0,154

^a P < 0,05 bilatéral ; ^b P < 0,01 bilatéral ; résultats significatifs indiqués en caractère gras

CHAPITRE 5

DISCUSSION

La discussion abordera en premier lieu la mesure de la raideur passive à la cheville. Par la suite, nous discuterons spécifiquement de l'influence d'une augmentation de la lordose thoraco-lombaire et d'un étirement statique sur la raideur articulaire à la cheville. Le comportement du membre inférieur gauche sera ensuite discuté. Les résultats se rapportant aux variables mises en corrélation avec la raideur musculaire seront examinés dans une troisième section. En dernier lieu, les limites de l'étude seront mentionnées.

5.1 LA RAIDEUR PASSIVE DE LA CHEVILLE

La procédure utilisée pour rendre compte de la raideur articulaire consistait à mobiliser passivement l'articulation de la cheville à une vitesse constante à l'aide d'un dynamomètre électrique. Cette façon d'étudier la raideur articulaire est comparable à celle rapportée dans plusieurs autres études (Chesworth et Vandervoort 1989 ; Lamontagne et al. 1997 ; Riemann et al. 2001 ; Riener et Edrich 1999). D'une part, cette méthode de mesure permet d'obtenir la courbe moment-angle. A partir de cette courbe, il est possible de connaître le moment de force nécessaire pour l'atteindre un angle donné et de calculer la rigidité à tout angle en prenant la dérivée première de la courbe. La rigidité, exprimée en Nm° , rend compte de la difficulté à mobiliser l'articulation

dans une zone donnée de son amplitude. Nos résultats montrent que les paramètres de raideur sont corrélés entre eux. Ceci suggère que la forme de la courbe moment-angle est similaire d'un sujet à l'autre. Quand le moment nécessaire pour atteindre un angle de -5° de FD augmente, la rigidité s'accroît d'autant dans cette région. Il reste à vérifier si cette association entre les paramètres de moment et de rigidité est valable pour les régions de la courbe moment-angle où la résistance est moins importante.

La raideur articulaire passive à la cheville, le genou en extension, a été documentée en position de décubitus dorsal et en position assise. En décubitus dorsal, les études rapportent des valeurs de moments passifs variant entre 6,5 et 12 Nm alors que la rigidité varie entre 0,31 et 0,70 Nm/ $^\circ$ entre 0° et -10° de FD (Chesworth et Vandervoort 1988; Moseley et al. 2001). En position assise, la hanche fléchit à 45° , Reiner et Edrich (1999) rapportent des moments passifs de 10 Nm à -5° de FD. Dans le cadre de notre étude, le moment prélevé à -5° de FD pré étirement étaient de l'ordre de 13,1 Nm en position LN et de 19,0 Nm en position LA (fig. 12). La rigidité calculée à -5° de FD pré étirement fut de 0,85 Nm/ $^\circ$ en position LN et de 1,15 Nm/ $^\circ$ en position LA (fig. 13). Ces valeurs apparaissent plus élevées que celles rapportées par les auteurs cités précédemment. Il se peut que cela résulte de la composition des échantillons puisque les études citées incluaient des hommes et des femmes alors que le nôtre était composé d'hommes seulement.

Notre protocole expérimental prenait avantage non seulement de la composante bi-articulaires du gastrocnémien aussi possiblement de la mise en tension des fascias

superficiel et profond. A la lumière des données publiées par John et Wright (1964) sur la contribution des structures articulaires et péri-articulaires, les auteurs croient que la peau et le tissu conjonctif péri-articulaire contribuent peu à la résistance passive en flexion dorsale lorsque le genou est en extension (Riemann et al. 2001 ; Riener et Edrich 1999). Ces études proposent que l'étirement du gastrocnémien est le facteur principal responsable de la raideur articulaire à la cheville. Selon Riemann et al. (2001), le gastrocnémien augmenterait sa longueur de 6,5% entre le genou en extension complète et le genou fléchi à 90° ce qui expliquerait l'augmentation de la résistance en flexion dorsale lorsque le genou est en extension. Chestworth et Vandervoort (1989) ne partagent pas ce point, lorsqu'il s'agit d'une amplitude fonctionnelle inférieure à -10° de FD. Selon ces derniers, ce changement de longueur dans le gastrocnémien ne serait pas suffisant pour expliquer une augmentation significative de la résistance à l'étirement par la position du genou. Dans la présente étude, la position du genou était constante pour toutes les conditions expérimentales. Conséquemment, l'augmentation de la raideur à l'étirement passif ne peut être attribuable au changement de longueur du gastrocnémien dans le plan sagittal.

De plus, il est peu probable que la longueur des structures postérieures ait été modifiée par la position de la hanche puisque celle-ci était comparable d'une condition à l'autre. Pour que les mesures de raideur soient des indicateurs du comportement des structures biologiques, il importe que l'effet de la gravité et de l'inertie soit pris en considération. Dans notre étude, la pesanteur de la botte a été prise en considération, mais il n'a pas été possible de corriger pour la masse du pied. Considérant que l'étude

visait des comparaisons entre quatre conditions où la position du pied par rapport à la gravité était similaire, l'absence de correction n'est pas intervenue pour fausser les résultats. Par ailleurs, les estimations montrent que la masse du pied détermine des moments qui sont de l'ordre de 0,02 Nm à -5° de FD, ce qui est négligeable par rapport aux moments moyens trouvés à cet angle (12 à 18 Nm). Les effets d'inertie ont été aussi peu importants car la vitesse du dynamomètre était constante dans la région mesurée.

En mobilisant passivement la cheville à une vitesse de $5^\circ/\text{s}$, l'activation musculaire ainsi que le déclenchement du réflexe d'étirement étaient minimisées (Magnusson et al. 1997). En demandant au sujet de rester détendu et de ne pas intervenir dans le mouvement passif, il a été possible de prendre avantage, par une relaxation consciente, de la capacité des sujets à intervenir sur l'activité contractile du muscle et ainsi diminuer l'impact de ce facteur comme variable confondante.

5.2 INFLUENCE DE LA LORDOSE THORACO-LOMBAIRE

Cette étude avait pour but d'investiguer l'influence de la lordose thoracolumbaire et d'un étirement statique sur la raideur articulaire à la cheville en utilisant comme paramètre de mesure la résistance à l'étirement et la rigidité de la courbe moment-angle à -5° de FD. Dans l'essentiel, les résultats ont révélé une interaction significative entre la lordose et l'étirement musculaire ($F = 10,033$; $p = 0,01$). Avant l'étirement, l'augmentation de la lordose accroît la raideur de la cheville alors qu'après l'étirement statique, le niveau de lordose n'a plus d'influence.

Les résultats obtenus avant l'étirement supportent l'hypothèse 1 qui postulait un accroissement de la raideur de la cheville par suite d'une augmentation de la lordose lombaire. Il a été avancé que l'accroissement de la lordose mettrait sous tension la chaîne postérieure et créerait une hausse de la raideur de la cheville. Les deux paramètres de la raideur ont montré des augmentations avec l'accentuation de la lordose et ceci découle de la forte corrélation trouvée entre la résistance et la rigidité mesurée à l'angle de -5° de FD.

L'augmentation de la lordose était obtenue par l'ajout d'un coussin gonflable placée à la région lombaire. Afin de s'assurer du maintien de la lordose, les sujets devaient volontairement conserver la pression du coussin grâce à un système de rétroaction. Les stratégies utilisées par les sujets pour maintenir la pression ne sont pas connues, mais il se peut qu'ils aient inconsciemment contracté différents groupes musculaires dont les muscles fléchisseurs plantaires de la cheville. Cette activation des muscles du mollet pourrait donc expliquer pourquoi la raideur s'accroît lors de l'accentuation de la lordose. Toutefois, l'examen des tracés électromyographiques des différents muscles de la chaîne postérieure ne semble pas soutenir cette possibilité puisque l'intensité de l'activité électromyographique apparaît comparable entre les conditions de lordose. Par ailleurs, en post-étirement, il n'y a pas d'influence de la lordose sur la raideur articulaire. Logiquement, si un contrôle volontaire de la lordose était associé à un recrutement des muscles fléchisseurs plantaires, une augmentation de la raideur aurait dû être aussi observée en post-étirement. En conclusion, les données obtenues montrent un lien assez évident entre l'accentuation de la lordose et

l'accroissement de la raideur à la cheville. Néanmoins, il faudrait reprendre les études avec l'imposition d'une lordose par un mode purement passif et avec un contrôle très rigoureux des activités électromyographiques de tous les muscles de la chaîne postérieure.

En post-étirement, les analyses statistiques n'ont pas confirmé d'effet de l'accentuation de la lordose. La troisième hypothèse prédisait ce comportement sur la base qu'un étirement d'un élément de la chaîne postérieure, soit ici les structures postérieures de la cheville, serait susceptible d'étirer tous les éléments de cette chaîne y compris donc les structures postérieures du niveau lombaire. Dans ces conditions, l'effet de la lordose sur la raideur de la cheville devrait s'atténuer. Comme ceci a été effectivement observé dans la présente étude, la troisième hypothèse se trouve partiellement confirmée.

5.3 INFLUENCE DE L'ÉTIREMENT STATIQUE

Contrairement à ce que prévoyait la première partie de la troisième hypothèse, un étirement statique de 90 secondes n'a eu aucun effet significatif sur la raideur à la cheville sur le côté étiré (droit) indépendamment du degré de lordose thoraco-lombaire. Toutefois, une tendance nette est observée au niveau du moment pour la posture en lordose accentuée (fig. 11B). Bien que le seuil statistique atteint ($p = 0,034$) ne soit pas suffisant, il faut noter qu'une valeur de 0,012 (0,05/4) était nécessaire pour déclarer des différences statistiquement significatives du fait de comparaisons multiples entre les

quatre conditions. Une comparaison simple entre les conditions pré et post –étirement obtenue en lordose accentuée aurait évidemment conduit à une conclusion différente. Malgré cela, les données obtenues en condition de lordose normale contrastent avec ceux rapportés par McNair et al. (2001) et Kubo et al. (2001) qui ont observé une diminution significative de la rigidité post-étirement. Cette différence pourrait être d'ordre méthodologique : dans le cas de McNair et al. (2001) l'étirement a été réalisé à 80% de l'amplitude maximale pendant 60 secondes alors que pour Kubo et al. (2001) l'étirement fut réalisé à 35° de FD pendant 10 minutes. Par contre, l'absence d'une influence de l'étirement trouvée dans la présente étude concorde avec les conclusions de Kirsh et al. (1995) et Muir et al. (1999). Dans le cas de Kirsh (1995) l'étirement fut réalisé pendant 90 secondes à une amplitude de 0° de FD et les données furent prélevées dans une amplitude de + 10° de FP à -10° de FD. L'étude de Muir comportait un étirement de 30 secondes du muscle triceps sural suivi d'une mobilisation passive de la cheville dans la même amplitude et à une vitesse comparable à celle utilisée dans cette étude.

Compte tenu de l'ensemble de ces résultats, il apparaît que l'amplitude articulaire à laquelle l'étirement est réalisé, constitue un facteur susceptible d'influencer l'efficacité d'un étirement musculaire. Plus précisément, il semble que l'étirement détermine un effet immédiat en autant qu'il soit fait dans les régions où la raideur est élevée. Dans ce sens, les résultats presque significatifs obtenus pour la position de lordose accentuée par comparaison avec ceux observés pour la position de lordose normale soutiennent cette affirmation.

5.4 LE COMPORTEMENT DE LA FORCE CONTROLATÉRALE

Dans le cadre de cette étude, la force de poussée exercée par le pied gauche sur un support pédestre a été enregistrée dans le but de rendre compte d'un comportement potentiel et conséquent à la mise en tension de la musculature postérieure. Suite à l'augmentation de la lordose thoraco-lombaire, on observe une augmentation significative de la force de poussée du pied gauche tant en pré-étirement qu'en post-étirement. La seconde hypothèse et la partie de la troisième hypothèse se rapportant au côté controlatéral sont confirmées.

Dans le cadre de notre étude, la cheville gauche n'était pas mobilisée et les résultats ne se portent pas à une comparaison entre les deux chevilles. En effet, les valeurs mesurées sont des valeurs ponctuelles mesurées du côté gauche en légère flexion plantaire lorsque la cheville droite atteignait un angle de -5° de FD. La variation de la force du côté gauche au cours du déplacement de la cheville droite n'a pas été analysée. Une telle analyse aurait permis de statuer plus définitivement sur les rapports entre la lordose et les forces enregistrées à gauche. En théorie, l'existence de la chaîne postérieure aurait déterminé une augmentation de la force du côté gauche qui aurait suivi l'accroissement du moment du côté droit. Ce modèle suppose que la tension dans les structures postérieures de la jambe droite causée par la flexion dorsale est transmise dans les structures postérieures du membre inférieur gauche en passant par les structures postérieures de la région lombaire. Un modèle alternatif serait que les structures postérieures gauches et droites de la région lombaire ne soient pas liées anatomiquement. A ce moment, la force mesurée à gauche ne dépendrait que du niveau

de lordose. Ces spéculations devront trouver réponse dans des expériences plus poussées. Cependant, les résultats suggèrent que le raccourcissement transitoire des structures postérieures, induit par l'accentuation de la lordose thoraco-lombaire, provoque un changement de comportement immédiat dans les deux extrémités.

Comme pour l'effet de la lordose sur la raideur de la cheville droite, il se peut que l'augmentation de la force à gauche, suite à l'accentuation de la lordose, ait été causée par une contraction active des muscles fléchisseurs plantaires du côté gauche nécessaire pour contrôler la pression du coussin lombaire. Actuellement, il est impossible d'exclure cette possibilité car aucun enregistrement électromyographique n'a été fait du côté gauche.

L'ensemble de ces résultats suggère l'hypothèse qu'une augmentation de la lordose thoraco-lombaire contribue au raccourcissement de l'ensemble des structures postérieures alors que l'étirement musculaire contribuerait davantage à équilibrer les tensions. A partir de ces résultats, il est possible d'envisager que l'étirement musculaire puisse avoir un effet sur la souplesse globale du geste en rééquilibrant les tensions. Le protocole utilisé ne permet pas de déterminer par quel mécanisme s'effectue ce changement. Nous pouvons suggérer que des mécanismes, autres que l'étirement du tissu conjonctif ou de toutes autres structures viscoélastiques peuvent être responsables des changements observés.

5.5 VARIABLES ASSOCIÉES À LA RAIDEUR ARTICULAIRE

Cette partie de l'étude visait à identifier des mesures cliniques susceptibles d'être associées à la raideur articulaire. Les corrélations les plus élevées sont trouvées pour des variables anthropométriques reliées à la masse des sujets et à la circonférence des segments (tableau III). Pour les variables cliniques de raideur articulaire, seul le test de Thomas est associé à la rigidité.

Pour la plupart, les mesures anthropométriques et de souplesse (tableau II) étaient comparables aux valeurs rapportées dans la littérature (Cornbleet et Wooseley, 1996 ; Kippers et Parker, 1987 ; Moseley et al. 2001 ; Gajdosik et Lusin, 1983 ; Gajdosik et al. 1999a ; Miller et al. 1992 ; Vandervoort et al. 1992). La bascule du bassin en position debout ainsi que le degré de lordose lombaire étaient légèrement inférieurs aux valeurs rapportées dans la littérature pour une même population (Youdas et al. 1996 ; Gajdosik et al. 1985). Cependant, l'extensibilité des fléchisseurs de la hanche, déterminée par le test de Thomas, était remarquablement moins élevée que les résultats rapportés pour une population de jeunes adultes (Harvey, 1998) et la circonférence du tronc était supérieure aux valeurs rapportées pour une population d'hommes adultes (Kippers et Parker, 1987). Il est probable que les méthodes de mesures puissent expliquer ces résultats.

5.5.1 Les tests de souplesse

L'hypothèse qu'un test en flexion avant du tronc, debout ou assis, pourrait être corrélé à la raideur articulaire à la cheville était basée sur la notion de chevauchement des muscles postérieurs et d'une interaction entre les composantes de la chaîne postérieure. Il était postulé que la raideur d'une composante se répercutant sur toutes les autres composantes. Remarquablement, les résultats ne démontrent aucune association significative entre la souplesse globale des structures postérieures et la raideur à la cheville. Cependant, la lordose et la bascule antérieur du bassin étant probablement des déterminants du raccourcissement des fléchisseurs de la hanche, une corrélation avait été anticipée entre le test de Thomas et la raideur à la cheville. Plus spécifiquement, un angle de flexion de la hanche plus petit par rapport à la position anatomique a été associée à une raideur moins élevée en flexion dorsale de la cheville. A priori, ces résultats semblent contradictoires, mais dans l'ensemble, ils expriment la complexité du phénomène de raideur articulaire. Dans un contexte de chaîne musculaire, cette association dénote un lien potentiel entre la chaîne musculaire postérieure et la chaîne antérieure des lombes, cette dernière correspondant aux muscles diaphragme et iliopsoas.

Le manque d'association observé entre les tests de souplesse globale et spécifique des ischio-jambiers et du gastrocnémien peut s'expliquer par l'introduction d'un biais non contrôlé. Il a été démontré que les mesures d'amplitude articulaire, active ou passive, pouvaient être influencées par la tolérance à la douleur d'étirement

(Halbertma et al. 1996 ; Magnusson et al. 1998). Tous les résultats des tests de souplesse, à l'exception du test de Thomas, ont pu être influencés par la sensation douloureuse d'étirement. Contrairement aux autres tests de souplesse, le test de Thomas était limité par un marqueur physique observable et palpable, soit l'accentuation du creux lombaire. Il est donc possible que le niveau de tolérance à la douleur d'étirement ait joué un rôle prépondérant, étant donné que parmi les variables, seul le test de Thomas a été corrélé à la raideur articulaire à la cheville, deux mesures non contaminées par la tolérance à la douleur d'étirement.

5.5.2 Les facteurs anthropométriques

Les facteurs anthropométriques les plus dominants qui sont associés avec la raideur à la cheville sont la masse corporelle et la circonférence du tronc. Aucune étude n'a encore démontré une association entre d'une part, la raideur articulaire et d'autre part, la masse corporelle et la circonférence du tronc. Nous pouvons spéculer que la masse constitue un facteur de stress sur l'ensemble de l'organisme et de ce fait, détermine une adaptation des structures de soutien (tissus osseux et conjonctifs) qui sont en rapport avec la masse corporelle. La mesure de la raideur articulaire devient alors un indicateur de l'importance du tissu conjonctif dans l'organisme. La relation entre la circonférence du tronc et les paramètres de raideur pour la condition avec lordose accentuée s'explique probablement de la même manière puisque la masse du corps et la circonférence du tronc sont reliées entre eux ($r = 0,85$). Cette corrélation n'est pas

surprenante considérant que la masse du tronc représente une portion importante de la masse du corps. Les corrélations entre la raideur articulaire et la circonférence des segments se sont avérées toutes positives et elles peuvent s'expliquer comme pour la circonférence du tronc. Il a été démontré que la masse musculaire des fléchisseurs du coude permettait d'expliquer 84% de la raideur au coude (Chleboun et al. 1997). Étant donné qu'il est généralement accepté que les composantes contractiles et non contractiles ont une part de responsabilité dans le développement de la résistance passive à l'étirement, il est possible qu'une augmentation de la masse musculaire implique une plus grande quantité de fibres musculaire et de tissu conjonctif en série et en parallèle, ayant comme conséquence potentielle l'augmentation de la résistance du muscle à l'étirement. Ceci est d'autant plus plausible que les corrélations entre la longueur des segments (sauf celle du tronc) et la raideur n'ont pas été significatives.

La troisième observation d'intérêt est l'association négative observée entre les paramètres de raideur et l'âge (moment $r = -0,52$; $p < 0,05$ et rigidité $r = -0,44$; $p > 0,05$) en position LN pré étirement. Ces résultats sont en accord avec les résultats de Gajdosik et al. (1999b). Ils ont observé une association négative entre l'âge et le moment à l'amplitude maximale en flexion dorsale ($r = -0,55$; $p < 0,001$) et une association négative entre l'âge et la rigidité dans la dernière moitié de l'amplitude en flexion dorsale ($r = -0,33$; $p = 0,002$) chez un échantillon de femmes âgées entre 20 et 84 ans. Pour leur part, en utilisant un échantillon de 45 femmes âgées entre 21 et 80 ans, Chestworth et Vandervoort (1989) n'ont observé aucune association entre le moment passif et l'âge, ni entre la rigidité et l'âge à 0° , -5° et -10° de FD. L'incohérence entre

ces différents résultats est difficile à expliquer, mais à la lumière des résultats de Gajdosik et al. (1999b), l'angle de mesure apparaît être une variable importante à contrôler. Par ailleurs, le sexe des individus ne semble pas être un facteur puisque notre échantillon était composé d'hommes âgés entre 18 et 44 ans.

La diminution de la raideur avec l'âge peut s'expliquer par une diminution de la masse musculaire. Ce phénomène, observable surtout après l'âge de 60 ans, résulte en une diminution marquée de la quantité de tissu conjonctif et en particulier du périmysium. Étant donné que le périmysium constitue probablement la plus grande source de résistance musculaire à l'étirement (Gajdosik, 2001), il est possible que la raideur articulaire diminue avec l'âge. Cette explication apparaît tout à fait compatible avec les relations trouvées entre la masse corporelle et la raideur.

Nos résultats et ceux de Gajdosik et al. (1999b) ne soutiennent pas l'hypothèse d'une augmentation de la raideur avec l'âge. Cette augmentation serait due entre autre à une diminution du nombre de fibres d'élastine au profit d'un plus grand nombre de fibres de collagène dans le tissu conjonctif, tout particulièrement dans le tendon (Tuite et al. 1997), le rendant de ce fait, plus résistant à l'étirement. Enfin, il existe une croyance que le stress, sous toutes ces formes (mécaniques, thermiques, psychologiques et hormonaux), aurait une influence sur le tonus musculaire (Jesel et al. 1999). Si tel est le cas, l'accumulation de stress au fil des années pourrait modifier le niveau basal du tonus musculaire, ce qui pourrait causer une augmentation de la raideur avec l'âge. Cette hypothèse aussi va à l'encontre des résultats de notre étude.

5.6 LIMITES DE L'ÉTUDE

Une des limites de cette étude réside dans le nombre de sujets évalués. Par conséquent, l'éventualité que l'échantillon ne soient pas représentatif de la population étudiée ne peut être éliminée. De plus, l'âge et le sexe constituent deux autres variables confondantes (Riemann et al. 2001; Vandervoort et al. 1992). L'effet de ces deux variables a été contrôlé en choisissant une population homogène masculine d'âge adulte de moins de 45 ans.

La méthodologie utilisée dans cette étude comporte certaines limites inhérentes à l'analyse du comportement musculaire lorsque ce dernier est confronté à des contraintes. Considérant les ressources techniques et temporelles limitées, seul l'aspect biomécanique a été considéré. Si l'enregistrement EMG a permis une évaluation qualitative de l'activité contractile du muscle, il reste que la contribution d'une composante active, soit par la présence d'une activité tonique de base ou par activité réflexe, n'a pu être évaluée.

Sur le plan méthodologique, la position du sujet et le choix de l'angle de -5° de FD a permis, semble-t-il, la mesure des composantes de la chaîne postérieure. Dans ces conditions, il était possible d'obtenir une tension optimale des structures musculo-tendineuses sans implication des éléments capsulaires et péri-articulaires. De plus, le même angle de -5° de FD a été utilisé chez tous les sujets, et par conséquent, les résultats sont spécifiques à cet angle. Ils auraient été peut-être différents si le moment et la rigidité à l'amplitude maximale spécifique à chacun des sujets avaient été utilisés.

Mentionnons également que lors de l'élaboration du projet, il était prévu que les mesures seraient prises en position assise à 90° de flexion de hanche, les jambes allongées. Cependant, il a fallu pour certains sujets réduire de quelques degrés l'angle de flexion de la hanche afin de rendre la procédure confortable.

La méthodologie utilisée ne tient compte que du mouvement et des comportement dans le plan sagittal. Au cours des différentes manœuvres, des comportement dans le plan transverse ont été observées en particulier en rotation interne du genou droit, supination de l'avant pied droit et rotation externe du pied gauche. Ces mouvements ont été observées à différent degré chez tous les sujets et auraient pu avoir une influence sur les données recueillies. De plus, l'analyse ne permet pas d'identifier l'origine de la force de poussée du pied gauche sur le support pédestre. Cette variable ne fait que décrire un comportement global du membre inférieur à un moment et dans un plan précis. L'analyse dans un seul plan de l'espace peut être considérée comme une limite de l'étude.

La durée optimale d'un étirement musculaire reste un sujet controversé. Des études rapportent des gains de souplesse après 15 et 30 secondes d'étirement (Bandy et al. 1997) alors que d'autres ne rapportent aucun gain significatif après cinq minutes (Kirsh et al. 1995). A l'origine, il était prévu de maintenir l'étirement pendant au moins cinq minutes, de sorte à reproduire le temps d'étirement rencontré dans certaines approches posturales. Cependant, lors des pré tests, certains sujets se plaignaient de paresthésies dans la jambe et le pied droit lorsque l'étirement persistait au-delà de 120 secondes. Étant donné qu'il n'existe pas de consensus sur le temps d'étirement idéal et à

cause de la mise en tension préalable de la chaîne musculaire postérieure et de la possibilité de déclencher des paresthésies, nous avons opté pour un temps d'étirement qui serait bien toléré par les sujets.

CHAPITRE 6

CONCLUSION ET IMPLICATIONS CLINIQUES

Dans ce mémoire, l'influence d'une accentuation de la lordose lombaire et d'un étirement statique sur la raideur de la cheville et la force de poussée du membre inférieur controlatéral a été évaluée. De plus, des variables cliniques ont été mises en relation avec la raideur. Les résultats supportent l'hypothèse d'un lien mécanique entre ces deux régions éloignées du corps. L'existence d'une chaîne musculaire postérieure pourrait servir de fondement structurel à ces observations. Si les composantes de la chaîne postérieure sont liées entre eux, il devient important d'exercer un contrôle sur les différents éléments lors de l'évaluation et du traitement de la raideur d'un élément de cette chaîne. Les résultats démontrent également que l'étirement statique ne contribue pas de façon systématique à la diminution de la raideur articulaire. Toutefois, il faudrait vérifier si des étirements plus intenses et de plus longue durée auraient des effets plus notables.

L'association de variables cliniques avec la raideur articulaire à la cheville a permis d'observer que les mesures classiques de la raideur spécifique et globale ne sont pas hautement corrélées avec la raideur articulaire, sauf pour le test de Thomas qui évalue la raideur des fléchisseurs de la hanche. Ce test indique que la souplesse en extension de la hanche est associée à une faible raideur à la cheville. Sur la base de ces résultats, il serait intéressant de vérifier si l'augmentation du flexum de la hanche dans des pathologies telles la psoriasis ou la coxarthrose est accompagnée d'un accroissement de la raideur articulaire de la cheville.

RÉFÉRENCES

- Anderson, J., Li, Z., et Goubel, F. Models of skeletal muscle to explain the increase in passive stiffness in desmin knockout muscle. *J Biomech* (2002) 35(10):1315-24.
- Andersson, E., Oddsson, L., Grundstrom, H., et al. The role of the psoas and iliacus muscles for stability and movement of the lumbar spine, pelvis and hip. *Scand J Med Sci Sports* (1995) 5(1):10-6.
- Bandy, W. D., Irion, J. M., et Briggler, M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther* (1997) 77(10):1090-6.
- Boland, R. A., et Adams, R. D. Effects of ankle dorsiflexion on range and reliability of straight leg raising. *Aust J Physiother* (2000) 46(3):191-200.
- Boriek, A. M., Capetanaki, Y., Hwang, W., et al. Desmin integrates the three-dimensional mechanical properties of muscles. *Am J Physiol Cell Physiol* (2001) 280(1):C46-52.
- Bressel, E., et McNair, P. J. The effect of prolonged static and cyclic stretching on ankle joint stiffness, torque relaxation, and gait in people with stroke. *Phys Ther* (2002) 82(9):880-7.
- Broer, M., et Galles, N. Importance of relationship between various body measurements in performance of the toe-touch test. *Res Q* (1958) 29:253-63.
- Busquet, L. *Les chaînes musculaires Tome 1 : Tronc et colonne cervicale*, Éditions Frison-Roche, 1997.
- Campbell, K. S., et Lakie, M. A cross-bridge mechanism can explain the thixotropic short-range elastic component of relaxed frog skeletal muscle. *J Physiol* (1998) 510(Pt 3):941-62.
- Chesworth, B. M., et Vandervoort, A. A. Reliability of a torque motor system for measurement of passive ankle joint stiffness in control subjects. *Physiotherapy Canada* (1988) 40(5):300-303.
- Chesworth, B. M., et Vandervoort, A. A. Age and passive ankle stiffness in healthy women. *Phys Ther* (1989) 69(3):217-24.

Chleboun, G. S., Howell, J. N., Conatser, R. R., et al. The relationship between elbow flexor volume and angular stiffness at the elbow. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* (1997) 12(6):383-392.

Cornbleet, S. L., et Woolsey, N. B. Assessment of hamstring muscle length in school-aged children using the sit-and-reach test and the inclinometer measure of hip joint angle. *Phys Ther* (1996) 76(8):850-5.

Cornwell, A., Nelson, A. G., et Sidaway, B. Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex. *Eur J Appl Physiol* (2002) 86(5):428-34.

DeFoa, J. F., et Biedermann, H. J. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus : landmark-derived reference lines. *J Anat* (1989) 163:243-247.

Gajdosik, R., et Lusin, G. Hamstring muscle tightness. Reliability of an active-knee-extension test. *Phys Ther* (1983) 63(7):1085-90.

Gajdosik, R. L. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* (2001) 16(2):87-101.

Gajdosik, R. L., Albert, C. R., et Mitman, J. J. Influence of hamstring length on the standing position and flexion range of motion of the pelvic angle, lumbar angle, and thoracic angle. *J Orthop Sports Phys Ther* (1994) 20(4):213-9.

Gajdosik, R. L., et Bohannon, R. W. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther* (1987) 67(12):1867-72.

Gajdosik, R. L., LeVeau, B. F., et Bohannon, R. W. Effects of ankle dorsiflexion on active and passive unilateral straight leg raising. *Phys Ther* (1985) 65(10):1478-82.

Gajdosik, R. L., Vander Linden, D. W., et Williams, A. K. Concentric isokinetic torque characteristics of the calf muscles of active women aged 20 to 84 years. *J Orthop Sports Phys Ther* (1999a) 29(3):181-90.

Gajdosik, R. L., Vander Linden, D. W., et Williams, A. K. Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. *Phys Ther* (1999b) 79(9):827-38.

Gerlach, U. J., et Lierse, W. Functional construction of the superficial and deep fascia system of the lower limb in man. *Acta Anat (Basel)* (1990) 139(1):11-25.

Gleim, G. W., et McHugh, M. P. Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Med* (1997) 24(5):289-99.

Grubbs, F. E. Procedures for detecting outlying observations in samples. *Technometrics* (1969) 11:1-21.

Guissard, N., Duchateau, J., et Hainaut, K. Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. *Exp Brain Res* (2001) 137(2):163-9.

Halbertsma, J. P., et Goeken, L. N. Stretching exercises: effect on passive extensibility and stiffness in short hamstrings of healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* (1994) 75(9):976-81.

Harvey, D. Assessment of the flexibility of elite athletes using the modified Thomas test. *Br J Sports Med* (1998) 32:68-70.

Jesel, M., Callens, C., et Nisand, M. Reconstruction Posturale - Concept et approche thérapeutique des dysmorphies et des algies du tronc et des membres. *Kinésithérapie Scientifique* (1999) 347:28-35.

Johns, R. J., et Wright, V. Relative importance of various tissues in joint stiffness. *Journal of Applied Physiology* (1962) 17:824-828.

Kapandji, I. *Physiologie articulaire. Tome II - Membre inférieur. 5ième ed.* Éditions Maloine, 1991.

Keshner, E. A., Campbell, D., Katz, R. T., et al. Neck muscle activation patterns in humans during isometric head stabilization. *Exp Brain Res* (1989) 75(2):335-44.

Kippers, V., et Parker, A. W. Toe-touch test. A measure of its validity. *Phys Ther* (1987) 67(11):1680-4.

Kirsch, R., Weiss, P., Dannenbaum, R., et al. Effect of maintained stretch on the range of motion of the human ankle joint. *Clinical Biomechanics* (1995) 10(3):166-168.

Klinge, K., Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., et al. The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *Am J Sports Med* (1997) 25(5):710-6.

Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., et al. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol* (2001) 90(2):520-7.

Lamontagne, A., Malouin, F., and Richards, C. L. Viscoelastic behavior of plantar flexor muscle-tendon unit at rest. *J Orthop Sports Phys Ther* (1997) 26(5):244-52.

Leardini, A., O'Connor, J. J., Catani, F., et al. Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system. *J Biomech* (1999) 32(2):111-8.

Maffulli, N., King, J. B., et Helms, P. Training in elite young athletes (the Training of Young Athletes (TOYA) Study): injuries, flexibility and isometric strength. *Br J Sports Med* (1994) 28(2):123-36.

Magnusson, S. P. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports* (1998) 8(2):65-77.

Magnusson, S. P., Aagard, P., Simonsen, E., et al. A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *Int J Sports Med* (1998) 19(5):310-6.

Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., et al. Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scand J Med Sci Sports* (1997) 7(4):195-202.

Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Dyhre-Poulsen, P., et al. Viscoelastic stress relaxation during static stretch in human skeletal muscle in the absence of EMG activity. *Scand J Med Sci Sports* (1996) 6(6):323-8.

McHugh, M. P., Magnusson, S. P., Gleim, G. W., et al. Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. *Med Sci Sports Exerc* (1992) 24(12):1375-82.

McNair, P. J., Dombroski, E. W., Hewson, D. J., et al. Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. *Med Sci Sports Exerc* (2001) 33(3):354-8.

Mézières, F. Retour à l'harmonie morphologique par une rééducation spécialisée. *Kinésithérapie Scientifique* (1978) 157:290.

Miller, S. A., Mayer, T., Cox, R., et al. Reliability problems associated with the modified Schober technique for true lumbar flexion measurement. *Spine* (1992) 17(3):345-8.

Moseley, A. M., Crosbie, J., et Adams, R. Normative data for passive ankle plantarflexion--dorsiflexion flexibility. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* (2001) 16(6):514-21.

Muir, I. W., Chesworth, B. M., et Vandervoort, A. A. Effect of a static calf-stretching exercise on the resistive torque during passive ankle dorsiflexion in healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther* (1999) 29(2):106-13.

- Narici, M. Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *J Electromyogr Kinesiol* (1999) 9(2):97-103.
- Nisand, M. Il était une fois la méthode Mézières. *Kinésithérapie Scientifique* (1992) (308):37-48.
- Nisand, M., Callens, C., et Jesel, M. Rééducation fonctionnelle dans les cervicalgies communes selon la méthode de reconstruction posturale - concept et aspects techniques. *Kinésithérapie scientifique* (2001) (417):13-20.
- Portek, I., Pearcy, M. J., Reader, G. P., et al. Correlation between radiographic and clinical measurement of lumbar spine movement. *Br J Rheumatol* (1983) 22(4):197-205.
- Purslow, P. P. Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity. *J Biomech* (1989) 22(1):21-31.
- Riemann, B. L., DeMont, R. G., Ryu, K., et al. The Effects of Sex, Joint Angle, and the Gastrocnemius Muscle on Passive Ankle Joint Complex Stiffness. *J Athl Train* (2001) 36(4):369-375.
- Riener, R., et Edrich, T. Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *J Biomech* (1999) 32(5):539-44.
- Rowe, R. W. Morphology of perimysial and endomysial connective tissue in skeletal muscle. *Tissue Cell* (1981) 13(4):681-90.
- Sanders, G., et Stavarakas, P. A technique for measuring pelvic tilt. *Phys Ther* (1981) 61(1):49-50.
- Siegler, S., Wang, D., Plasha, E., et al. Technique for in vivo measurement of the three-dimensional kinematics and laxity characteristics of the ankle joint complex. *J Orthop Res* (1994) 12(3):421-31.
- Souchard, P. *Le champ clos. Base de la méthode de Rééducation Posturale Globale*. Édition Le Pousoë, 1993.
- Taylor, D., Dalton, J., Seaber, A., et al. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *American Journal of Sports Medicine* (1990) 18(3):300-309.
- Tuite, D. J., Renstrom, P. A., et O'Brien, M. The aging tendon. *Scand J Med Sci Sports* (1997) 7(2):72-7.

- Van Dillen, L. R., Sahrmann, S. A., Norton, B. J., et al. Movement system impairment-based categories for low back pain: stage 1 validation. *J Orthop Sports Phys Ther* (2003) 33(3):126-42.
- Vandervoort, A. A., Chesworth, B. M., Cunningham, D. A., et al. Age and sex effects on mobility of the human ankle. *J Gerontol* (1992) 47(1):M17-21.
- Williams, P. E., et Goldspink, G. Connective tissue changes in immobilised muscle. *J Anat* (1984) 138(Pt 2):343-50.
- Wilson, G. J., Wood, G. A., et Elliott, B. C. The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: an alternative explanation for the occurrence of muscular injury. *Int J Sports Med* (1991) 12(4):403-7.
- Wright, V. Stiffness: a review of its measurement and physiological importance. *Physiotherapy* (1973) 59(4):107-11.
- Youdas, J. W., Garrett, T. R., Harmsen, S., et al. Lumbar lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. *Phys Ther* (1996) 76(10):1066-81.
- Youdas, J. W., Suman, V. J., et Garrett, T. R. Reliability of measurements of lumbar spine sagittal mobility obtained with the flexible curve. *J Orthop Sports Phys Ther* (1995) 21(1):13-20.

ANNEXE A
CERTIFICAT D'ÉTHIQUE



INSTITUT DE RÉADAPTATION DE MONTRÉAL

affilié à l'Université de Montréal

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Par la présente le comité d'éthique de la recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé: *"Impact de la lordose lombaire sur la raideur passive de l'articulation de la cheville"* présenté par A. Bertrand Arsenault et Louis Tremblay.

Le comité composé de : Dre. Ayda Bachir;

Mme Marie-Ève Bouthillier, conseillère en éthique;

Mme Lisette Gagnon, présidente par intérim du Comité d'éthique;

Dr Bernard Leduc, physiatre;

Mme Mélanie Lefebvre, avocate, conseillère versée en droit;

Mme Anik Nolet, avocate, conseillère versée en droit;

M. Jacques R. Nolet, directeur général;

Mme Bonnie Swaine, chercheure.

a jugé cette recherche acceptable sur le plan de l'éthique.

[Redacted Signature]
Lisette Gagnon,
Présidente par intérim
Comité d'éthique de la recherche

11.04.2001

Date

LG/mm

ANNEXE B
FORMULAIRE DE CONSENTEMENT



INSTITUT DE RÉADAPTATION DE MONTRÉAL

affilié à l'Université de Montréal

Formule de consentement pour ma participation à un projet de recherche
N'impliquant ni prise de médicaments ou autres substances ni analyses de laboratoire

Identification du bénéficiaire : Nom: _____

Date de naissance : _____

No. de dossier : _____

Je, soussigné(e), _____, consent par la présente à participer au projet de recherche suivant dans les conditions décrites ci-dessous :

TITRE DU PROJET : Impact de la lordose lombaire sur la raideur passive de l'articulation de la cheville

RESPONSABLES: A. Bertrand Arsenault, Ph.D., Louis Tremblay, Ph.D.

OBJECTIF DU PROJET : Le but de cette étude est de vérifier, pour différents degrés de lordose lombaire, l'impact de cette lordose sur la raideur à la cheville en mesurant 1) la résistance musculaire offerte à la cheville et 2) son amplitude articulaire lors de sa flexion passive.

NATURE DE MA PARTICIPATION

Dans un premier temps, des mesures anthropométriques seront prises telles poids et taille du sujet et dimensions des membres inférieurs. Des tests de flexibilité seront effectués au niveau des membres inférieurs et du dos. Ensuite, en position assise jambes allongées, une des deux chevilles sera installée sur un dynamomètre (appareil servant à mesurer la force de résistance à la cheville) et la mobilité articulaire passive à la cheville sera évaluée. Dans cette position, j'aurai à subir (sans douleur) un étirement passif de la musculature de la cheville durant 180 secondes pour différentes positions de ma colonne vertébrale (lordose). L'activité des muscles du dos et d'un membre inférieur sera enregistrée avec des capteurs placés sur ma peau. La force de résistance musculaire, à la cheville, enregistrée par le dynamomètre et l'activité de mes muscles seront donc enregistrées et les données obtenues seront étudiées et analysées. Une seule séance d'une période d'un maximum de trois heures est requise.

Les données obtenues permettront de possiblement mieux comprendre les mécanismes sous-jacents à la raideur musculaire et de mieux choisir les modalités thérapeutiques à utiliser auprès des clientèles présentant un tel problème.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION

Je ne m'attends pas à tirer aucun avantage personnel de ma participation.

INCONVENIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION

Du fait que j'aurai à subir des étirements musculaires j'aurai, possiblement mais pas nécessairement, les muscles du dos et de la jambe plus sensibles quelques jours suivant la collecte de données. Chez certains sujets, le rasage de la peau sera indiqué avant de placer les capteurs servant à enregistrer l'activité musculaire.

RISQUE

Il est entendu que ma participation à ce projet ne me fait courir, sur le plan médical, aucun risque que ce soit.

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET

On devra répondre, à ma satisfaction, à toute question que je poserai à propos du projet de recherche auquel j'accepte de participer.

ACCÈS À MON DOSSIER

Non pertinent pour les sujets sains.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS

J'accepte que l'information recueillie puisse être utilisée pour fins de communication scientifique et professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que l'anonymat sera respecté à mon égard.

RETRAIT DE MA PARTICIPATION

Il est entendu que ma participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre ; il est également entendu que je pourrai, à tout moment, mettre un terme à ma participation.

CONFIDENTIALITÉ

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui me concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles.

Je déclare avoir lu et/ou compris les termes de la présente formule.

Signature de l'intéressé

Signature d'un témoin

Fait à _____, le _____ 2000.

Je soussigné _____, certifie (a) avoir expliqué au signataire intéressé les termes de la présente formule, (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard et (c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus.

Signature du responsable du projet

Fait à _____, le _____ 2000.

ou de son représentant

Les responsables du projet peuvent être rejoints au Centre de recherche de l'institut de réadaptation de Montréal, 6300, ave. Darlington, Montréal (Québec), H3S 2J4. Tel. : (514) 340-2078. Fax : (514) 340-2154.

(A ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)

